



**José Francisco Moreira de Sousa Martins**

Mestrado em Engenharia Biomédica

**Estudo do Controlo Motor Via Sincronias  
entre Sinais de EEG e de EMG / Motor Control  
Study through Sincrony between EEG and  
EMG Signals**

Dissertação para obtenção do Grau de  
Mestre em Engenharia Biomédica

Orientadora: Carla Maria Quintão Pereira, Professora Auxiliar,  
Universidade Nova de Lisboa

Co-orientador: Ricardo Vigário, Investigador Sénior,  
Aalto University School of Sciences

Júri:

Presidente: Doutor José Paulo Moreira dos Santos

Vogais: Doutora Carla Maria Quintão Pereira  
Doutor Pedro Manuel Cardoso Vieira



FACULDADE DE  
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA  
UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA

**Outubro, 2015**



**Estudo do Controlo Motor Via Sincronias entre Sinais de EEG e de EMG / Motor Control Study through Sincrony between EEG and EMG Signals**

Copyright © José Francisco Moreira de Sousa Martins, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade Nova de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objectivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.





## AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer, em primeiro lugar, à minha orientadora, a Professora Carla Quintão, pela oportunidade de trabalhar consigo neste tema, pela sua grande disponibilidade e pela sua paciência para discutir os mais variados temas. Em segundo lugar, agradeço ao Dr. John Peter e a toda a equipa do departamento de neurofisiologia do Instituto Português de Oncologia de Lisboa, que disponibilizou o seu tempo e material para auxiliar, de forma simpática e prestável, na aquisição de dados para esta dissertação. Sem este auxílio, nada do que se encontra escrito nestas páginas existiria.

Quero também deixar o meu agradecimento ao meu co-orientador, Professor Ricardo Vigário, investigador na universidade de Aalto, na Finlândia, pela oportunidade de usar algoritmos, desenvolvidos por ele e pela sua equipa, e pela colaboração na discussão de resultados. Deixo também o meu agradecimento ao Professor José Ferreira pela construção do dispositivo de medição de força, que serviu de mola para um dos testes de atividade.

Um agradecimento aos sujeitos de aquisição, que disponibilizaram parte do seu tempo em prole deste trabalho, em nome do desenvolvimento científico.

Finalmente, um obrigado à minha família e amigos.



## RESUMO

---

Um dos maiores desafios da neurofisiologia é o de compreender a forma como a informação é transmitida através do sistema nervoso. O estudo do sistema nervoso tem várias aplicações, tanto na neurologia, permitindo avanços ao nível clínico, como noutras áreas, *e.g.*, nos sistemas de processamento de informação baseados em redes neuronais.

A transmissão de informação entre neurónios é feita por via de sinais elétricos. A compreensão deste fenómeno é ainda incompleta e há projectos a nível europeu e mundial com o objetivo de modular o sistema nervoso no seu todo de forma a melhor o compreender. Uma das teses que se desenvolve hoje em dia é a de que a transmissão de sinais elétricos no sistema nervoso é influenciada por fenómenos de sincronia.

O objetivo desta dissertação é o de otimizar um protocolo de aquisição e análise de dados reais de eletroencefalograma e eletromiograma com o propósito de observar fenómenos de sincronia, baseando-se num algoritmo (análise por referência de fase, ou RPA, do inglês *reference phase analysis*) que deteta sincronias de fase entre os sinais de eletroencefalograma (EEG) e um sinal de referência, que é, no caso presente, o eletromiograma (EMG).

A otimização deste protocolo e sua validação indicaram a existência de fenómenos significativos de sincronia no sinal elétrico, transmitido entre os músculos da mão e o córtex motor, no decorrer da ação motora.

**Palavras-chave:** Eletroencefalograma, Eletromiograma, Sincronia, Análise por referência de fase.

---



## ABSTRACT

---

One of the biggest challenges that neurophysiology is facing nowadays is the comprehension of the mechanisms underlying the transmission of information within the nervous system. Understanding the nervous system mechanisms has lots of applications, both in neurology, allowing clinical improvements, as in other areas, *e.g.*, in neuron network's based information systems.

The transmission of information between neurons is made through electric signals. The comprehension of this phenomenon still rests unclear to nowadays scientific community and there are several european and worldwide projects aiming to modulate the nervous system. One of the thesis most supported nowadays refers to the importance of synchronization phenomenons in the electric signal transmission through the nervous system.

The main goal for this dissertation lays on the optimization of an acquisition and analysis' protocol for real human electromyogram and electroencephalogram data for the purpose of observing synchronization phenomenons, with the help of an algorithm (reference phase analysis) that detects phase synchronization between electroencephalogram signals and one reference signal, in this case the electromyogram signal.

The optimization of this protocol and its following validation shows evidence for the existence of major synchronization phenomena between the electric signals of hand muscles and motor cortex in both brain hemispheres, during motor action.

**Keywords:** Electroencephalogram, Electromyogram, Synchronization, Reference Phase Analysis.

---



# CONTEÚDO

<b>Lista de Figuras</b>	<b>xv</b>
<b>Lista de Tabelas</b>	<b>xix</b>
<b>1 Introdução</b>	<b>1</b>
<b>2 Conceitos Teóricos</b>	<b>5</b>
2.1 Conceitos de eletrofisiologia . . . . .	5
2.1.1 Neurónios e transmissão de informação . . . . .	5
2.1.2 Eletroencefalograma . . . . .	8
2.1.3 Eletromiograma . . . . .	8
2.1.4 Dipolo elétrico . . . . .	8
2.1.5 Tremor essencial . . . . .	8
2.2 Conceitos de processamento de sinal . . . . .	9
2.2.1 Sincronia . . . . .	9
2.2.2 Coerência . . . . .	10
2.2.3 Transformada de <i>Hilbert</i> . . . . .	10
2.2.4 Filtros de sinal . . . . .	10
2.2.5 Localização de fontes . . . . .	10
2.2.6 Separação cega de fontes . . . . .	11
2.2.7 Análise em componentes principais . . . . .	12
2.2.8 Branqueamento . . . . .	12
2.2.9 Separação de fontes por decorrelação temporal . . . . .	13
2.2.10 Análise por referência de fase . . . . .	13
<b>3 Materiais e Métodos</b>	<b>15</b>
3.1 Métodos de aquisição . . . . .	15
3.1.1 Protocolo 1 - Aquisição com vídeo . . . . .	16
3.1.2 Protocolo 2 - Aquisição com metrônomo . . . . .	16
3.2 Aquisições efetuadas . . . . .	17
3.2.1 Sujeito 1 . . . . .	17
3.2.2 Sujeito 2 . . . . .	18
3.3 Algoritmos e software de análise de resultados . . . . .	19

3.3.1	Algoritmo de coerência . . . . .	19
3.3.2	<i>Brain Electrical Source Analysis</i> (BESA®) . . . . .	21
3.3.3	Algoritmo de análise por referência de fase . . . . .	21
<b>4</b>	<b>Resultados</b>	<b>25</b>
4.1	Modelo . . . . .	28
4.1.1	Coerência . . . . .	28
4.1.2	BESA® . . . . .	29
4.1.3	Análise por fase de referência . . . . .	33
4.2	Alteração de eletromiograma . . . . .	36
4.3	Alteração de sujeito . . . . .	39
4.3.1	Coerência . . . . .	39
4.3.2	BESA® . . . . .	39
4.3.3	Análise por fase de referência . . . . .	43
4.4	Alteração do protocolo de aquisição . . . . .	44
4.5	Alteração de banda de frequência . . . . .	47
4.6	Alteração da janela da RPA . . . . .	51
4.7	Aquisição com ambas as mãos em simultâneo . . . . .	52
4.8	Alteração de outros parâmetros no algoritmo de RPA . . . . .	54
4.9	Aquisição com vídeo . . . . .	59
4.10	Aquisição em descanso . . . . .	62
<b>5</b>	<b>Análise de Resultados</b>	<b>65</b>
5.1	Análise dos mapas de coerência e de análise por fase de referência . . . . .	65
5.2	Coerência e BESA® . . . . .	66
5.3	Análise por fase de referência . . . . .	66
5.3.1	Teste 1 - Modelo . . . . .	67
5.3.2	Teste 2 - Alteração de eletromiograma . . . . .	68
5.3.3	Teste 3 - Alteração de sujeito . . . . .	68
5.3.4	Teste 4 - Alteração do protocolo de aquisição . . . . .	69
5.3.5	Teste 5 - Alteração de banda de frequência . . . . .	69
5.3.6	Teste 6 - Alteração da janela da RPA . . . . .	70
5.3.7	Teste 7 - Aquisição com ambas as mãos em simultâneo . . . . .	70
5.3.8	Teste 8 - Alteração de outros parâmetros no algoritmo de RPA . . . . .	70
5.3.9	Teste 9 - Aquisição com vídeo . . . . .	71
5.3.10	Teste 10 - Aquisição em descanso . . . . .	71
<b>6</b>	<b>Conclusão</b>	<b>73</b>
6.1	Comentário aos resultados obtidos . . . . .	73
6.2	Sugestões para a continuação do trabalho . . . . .	75
6.3	Outros aspetos da investigação . . . . .	77



<b>Bibliografia</b>	<b>79</b>
<b>A Aquisição de eletroencefalografia, eletromiografia e eletrocardiografia</b>	<b>83</b>
<b>B Tabela e mapa da disposição dos elétrodos do eletroencefalograma</b>	<b>85</b>
<b>C Tabela dos tempos das contrações do vídeo de aquisição</b>	<b>87</b>



## LISTA DE FIGURAS

2.1	Gráfico do potencial de ação de um neurónio. Esquema adaptado de <i>Action potential</i> - <i>Wikipedia, the free encyclopedia</i> . . . . .	6
2.2	Esquema de corte sagital do cérebro com indicação das áreas de Brodmann. As áreas a laranja correspondem ao córtex motor. Figura adaptada de <i>Brodmann area</i> - <i>Wikipedia, the free encyclopedia</i> . . . . .	7
3.1	Contração tipo pedida aos sujeitos durante a aquisição. . . . .	16
3.2	Molas utilizadas na aquisição dos dados: (a) Mola comum. (b) Mola especial. . . . .	16
3.3	Etapas do algoritmo de cálculo de coerência: (a) Gráfico da coerência entre o sinal dos elétrodos, filtrados e branqueados, e o sinal de EMG, filtrado. (b) Soluções de fontes obtidas pelo algoritmo de cálculo de coerência, organizadas por similitude com o EMG. (c) Soluções de fontes obtidas pelo algoritmo de cálculo de coerência, organizadas por coerência com o EMG. (d) Gráfico indicativo da frequência cuja coerência é máxima e o seu valor em cada momento. (e) Gráfico indicativo da coerência numa dada gama de frequências, num intervalo de tempo. . . . .	20
3.4	Etapas do algoritmo de análise por referência de fase: (a) Análise por referência de fase em janelas temporais distintas. (b) Agrupamento de fontes de janelas temporais distintas. . . . .	23
4.1	Mapas obtidos a partir do algoritmo de coerência, mapas 1 a 18, organizados por ordem decrescente de coerência, teste modelo. . . . .	29
4.2	Mapas de diferença de potencial do mapa 6 da figura 4.1 em diferentes perspetivas, com o programa BESA, teste modelo. . . . .	30
4.3	Localização da fonte do mapa 6 da figura 4.1 com o programa BESA, teste modelo. . . . .	31
4.4	Mapas de diferença de potencial do mapa 17 da figura 4.1, em diferentes perspetivas, com o programa BESA, teste modelo. . . . .	31
4.5	Localização da fonte do mapa 17 da figura 4.1 com o programa BESA, teste modelo. . . . .	32
4.6	Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA para diferentes janelas temporais, 1 de 2, teste 1.1. . . . .	34

4.7	Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA para diferentes janelas temporais, 2 de 2, teste 1.1. . . . .	35
4.8	Mapas finais obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 1.1. Encontram-se assinalados os mapas que parecem corresponder a fontes que se encontram no córtex motor primário. E, em cada um dos mapas, tem-se apresentado o PLF de cada um deles e o número de fontes usado para o construir. (Esta informação é referente a todas as figuras relativas à RPA.) . . . . .	36
4.9	Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 2.1. . . . .	37
4.10	Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 2.2. . . . .	37
4.11	Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 2.3. . . . .	38
4.12	Mapas obtidos a partir do algoritmo de coerência, mapas 1 a 9, organizados por ordem decrescente de coerência - teste 3 - alteração de sujeito. . . . .	39
4.13	Mapas de diferença de potencial do mapa 2 da figura 4.12, em diferentes perspectivas, com o programa BESA, teste 3 - Alteração de sujeito. . . . .	40
4.14	Localização da fonte do mapa 2 da figura 4.12 com o programa BESA, teste 3 - Alteração de sujeito. . . . .	41
4.15	Mapas de diferença de potencial do mapa 4 da figura 4.12, em diferentes perspectivas, com o programa BESA, teste 3 - Alteração de sujeito. . . . .	41
4.16	Localização da fonte do mapa 4 da figura 4.12 com o programa BESA, teste 3 - Alteração de sujeito. . . . .	42
4.17	Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 3.1. . . . .	43
4.18	Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 3.2. . . . .	44
4.19	Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 4.1. . . . .	44
4.20	Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 4.2. . . . .	45
4.21	Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 4.3. . . . .	45
4.22	Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 4.4. . . . .	46
4.23	Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 4.5. . . . .	46
4.24	Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 5.1. . . . .	48
4.25	Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 5.2. . . . .	48
4.26	Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 5.3. . . . .	49
4.27	Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 5.4. . . . .	49
4.28	Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 5.5. . . . .	50
4.29	Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 5.6. . . . .	50
4.30	Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 6.1. . . . .	51
4.31	Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 6.2. . . . .	52
4.32	Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 7.1. . . . .	53
4.33	Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 7.2. . . . .	53
4.34	Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 8.1. . . . .	54
4.35	Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 8.2. . . . .	55
4.36	Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 8.3. . . . .	55
4.37	Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 8.4. . . . .	55

---

4.38	Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 8.5. . . . .	56
4.39	Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 8.6. . . . .	56
4.40	Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 8.7. . . . .	57
4.41	Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 8.8. . . . .	57
4.42	Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 8.9. . . . .	58
4.43	Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 8.10. . . . .	58
4.44	Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 9.1. . . . .	59
4.45	Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 9.2. . . . .	60
4.46	Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 9.3. . . . .	60
4.47	Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 9.4. . . . .	61
4.48	Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 10.1. . . . .	62
4.49	Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 10.2. . . . .	63
A.1	Exemplo de colocação do capacete de EEG e dos elétrodo de EMG. . . . .	83
A.2	Exemplo de colocação dos elétrodo de EMG. . . . .	84
B.1	Mapa da colocação dos elétrodo de EEG. . . . .	86



## LISTA DE TABELAS

3.1	Protocolos de aquisição para o sujeito 1. . . . .	17
3.2	Protocolos de aquisição para o sujeito 2. . . . .	18
3.3	Sequência de passos do algoritmo de coerência. . . . .	19
3.4	Parâmetros do algoritmo de coerência. . . . .	21
3.5	Sequência de passos do algoritmo de RPA. . . . .	22
3.6	Parâmetros do algoritmo de RPA. . . . .	23
4.1	Descrição dos testes de RPA (parte 1 de 2). . . . .	26
4.2	Descrição dos testes de RPA (parte 2 de 2). . . . .	27
4.3	Parâmetros do algoritmo de coerência no teste modelo. . . . .	28
4.4	Parâmetros de RPA do teste 1.1. . . . .	33
4.5	Parâmetros de RPA dos testes 5. . . . .	47
4.6	Parâmetros de RPA dos testes 8. . . . .	54
5.1	Análise dos testes de RPA. . . . .	67
B.1	Posição e número dos elétrodos da aquisição de EEG, EMG e ECG. . . . .	85
C.1	Tempos das contrações do protocolo de aquisição com vídeo. . . . .	87





## LISTA DE ACRÓNIMOS

**BESA®** *Brain Electrical Source Analysis.*

**BPM** batimentos por minuto.

**ECG** eletrocardiograma.

**EEG** eletroencefalograma.

**EMG** eletromiograma.

**FFT** *fast Fourier transform.*

**fMRI** imagem de ressonância magnética funcional - *functional magnetic resonance imaging.*

**MEG** magnetoencefalografia.

**PLF** *phase locking factor.*

**RPA** análise por referência de fase - *reference phase analysis.*

**TDSEP** separação de fontes por decorrelação temporal - *time decorrelation source separation.*



## INTRODUÇÃO

Em várias épocas e civilizações diferentes, houve sempre duas questões maiores a intrigar o ser humano: o funcionamento do universo e da mente. Embora a mente, de acordo com as ideias atuais, esteja associada a um espaço finito e seja, por isso, presumivelmente mais fácil de observar, é verificável que a observação do universo, estudado através dos vários campos da física, esteve sempre mais desenvolvida. Citando George Orwell no livro 1984, "*A realidade não existe fora da mente.*" É-nos perceptível que para entender tudo o que é exterior ao corpo é necessário primeiro passar pela compreensão do interior, da mente, já que é ela o mecanismo que nos permite ganhar a percepção dos fenómenos extrínsecos ao ser humano.

Nesta dissertação, é analisada a forma como a comunicação por via elétrica se dá no sistema nervoso humano. Para tal, um protocolo de aquisição de eletroencefalografia e eletromiografia em simultâneo foi otimizado para a aplicação de um software previamente desenvolvido. Além da otimização, serve a dissertação também para validar o software no que respeita ao processamento de dados reais de EEG e EMG, já que anteriormente este apenas tinha sido testado para dados de magnetoencefalografia (MEG) com EMG e sinais simulados.

Mais exactamente, o software fixa-se na relação entre as fases dos sinais de EEG e EMG de forma a observar fenómenos de sincronia de fase (ver secção 2.2.1). A sincronia de fase, de forma resumida, é o fenómeno em que dois sistemas, neste caso sinais elétricos, com uma ligação fraca entre si, interagem de maneira a que as suas fases se aproximem uma da outra de forma não linear (Pikovsky et al. 2003).

Os fenómenos de sincronia têm ganho importância no estudo da comunicação, normal e patológica, entre populações de neurónios do sistema nervoso central (Engel et al. 2001; Uhlhaas e Singer 2006). Um dos principais factores para este crescente interesse sobre a sincronia está relacionado com a compreensão pouco aprofundada deste fenómeno face à sua eminente observação em várias situações na natureza em que conjuntos de sistemas

dotados de consciência com uma ligação fraca entre si se relacionam inconscientemente, *e.g.*, a coordenação dos aplausos no fim de um espectáculo ou o bater das asas de umas quaisquer aves que voem em bando.

Embora os conceitos teóricos por detrás desta dissertação e de outros trabalhos elaborados atualmente sejam já amplamente conhecidos da comunidade científica, a tecnologia que permite a sua aplicação ao estudo do funcionamento do sistema nervoso continua a requerer mais desenvolvimentos para a obtenção de resultados úteis. Dado que o cérebro é um sistema extremamente complexo, são necessários computadores com uma capacidade de processamento suficientemente grande para não tornar os processos demasiadamente morosos. Além disso, novas técnicas de obtenção de informação *in vivo* estão a ser desenvolvidas, principalmente na área da ressonância magnética, do EEG e do MEG com o intuito de alargar o conhecimento quer anatómico quer funcional do cérebro.

A maioria dos trabalhos desenvolvidos atualmente para análise da funcionalidade cerebral têm em vista a independência estatística das diferentes populações neuronais (Hyvärinen e Oja 2000; Lima et al. 2003). No entanto, os fenómenos ocorrentes no cérebro, como a sincronia, têm tendência a não verificar esta condição e fazem com que os métodos desenvolvidos sejam inadequados. Sendo assim, o trabalho a ser desenvolvido nesta dissertação utiliza um método de separação cega de fontes que permite a correlação entre fontes neuronais e, desta forma, permite estudar fenómenos de sincronia que têm sido por muitos definidos como um dos meios de transmissão de informação no cérebro mais significativo (Melloni et al. 2007; Ward et al. 2006).

Para esta dissertação foi estabelecido um protocolo de aquisição que se aplicou a dois sujeitos. É de referir que a um dos sujeitos foi diagnosticado tremor essencial, cujo efeito nos resultados é debatido no decurso desta tese, através da comparação entre os resultados deste sujeito e de outro sujeito sem quaisquer complicações do foro neurológico.

Os resultados desta dissertação revelam que o software utilizado é capaz de verificar fenómenos de sincronia sob condições específicas, analisadas nos capítulos 5 e 6. Relativamente ao protocolo de aquisição, foram feitas alterações que revelaram melhorias nos resultados obtidos. No entanto, principalmente por falta de dados estatísticos, é ainda difícil afirmar que o mecanismo aqui utilizado para análise do funcionamento cerebral seja suficientemente rigoroso para que este processo possa ser utilizado numa escala clínica.

A presente dissertação foi estruturada e subdividida em duas partes, em que a primeira descreve o enquadramento científico e os conceitos teóricos que servem de base para o trabalho e a segunda contém a informação obtida no desenvolvimento da dissertação. O primeiro capítulo ([Introdução](#)) é dedicado à introdução ao tema e à dissertação, com apresentação do estado de arte e dos desafios lançados. O segundo capítulo ([Conceitos Teóricos](#)), contém uma introdução teórica aos principais conceitos de eletrofisiologia e de processamento de sinal indispensáveis à compreensão do trabalho. O terceiro capítulo ([Materiais e Métodos](#)), apresenta os protocolos de aquisição utilizados e explica ainda o funcionamento dos principais algoritmos do software.

A segunda parte da dissertação é iniciada com o quarto capítulo ([Resultados](#)), onde são

---

apresentados os resultados obtidos pelos softwares utilizados neste trabalho. O capítulo cinco ([Análise de Resultados](#)) é dedicado à análise dos resultados e, como é comum, a dissertação é finalizada com o capítulo seis ([Conclusão](#)) onde são apresentadas as conclusões obtidas neste estudo.



## CONCEITOS TEÓRICOS

Neste capítulo são introduzidos, de forma sucinta, todos os conceitos indispensáveis à compreensão do tema da dissertação. O capítulo encontra-se dividido em duas partes, começando com uma secção que aborda os conceitos de eletrofisiologia, dedicada principalmente à anatomia e à funcionalidade do sistema nervoso humano. A segunda parte do capítulo apresenta os principais conceitos de processamento de sinal utilizados neste trabalho.

### 2.1 Conceitos de eletrofisiologia

#### 2.1.1 Neurónios e transmissão de informação

O neurónio, unidade básica do sistema nervoso humano, é um dos principais meios de transporte de informação através do corpo. Para tal, os neurónios organizam-se em redes complexas e comunicam entre si através de sinapses. É na fenda sináptica que o sinal elétrico do axónio de um neurónio emissor é transmitido para o corpo de um neurónio recetor, por via de neurotransmissores (Brodal 2004). O axónio é o segmento do neurónio responsável pela transmissão de sinal elétrico a outros neurónios. Em todo o processo de comunicação intraneuronal, a informação é transmitida por via de sinais elétricos.

Embora a maior parte dos axónios sejam revestidos de mielina, material não condutor, existem pontos ao longo do axónio, os nódulos de *Ranvier*, onde o axónio é desprovido de mielina. Este mecanismo permite à célula transportar o sinal elétrico de nódulo em nódulo, diminuindo assim as perdas de energia do sinal e aumentando a velocidade de transporte. Ao fenómeno que permite a transmissão de sinais elétricos através dos neurónios é chamado potencial de ação.

O potencial de ação foi primeiramente descrito em 1937 por Alan Hodgkin e Andrew Huxley após experiências elétricas em músculos de rã (Hodgkin 1937). No artigo é descrito

que a transmissão de sinal apenas se dá quando a despolarização é superior a uma dada diferença de potencial. Através desta e de posteriores descobertas foi definido que o mecanismo do potencial de ação recorre à atuação dos canais iónicos, presentes na membrana celular dos neurónios, de forma a gerar uma inversão da polarização entre o interior e o exterior da membrana (Barnett 2007). Os canais utilizados são os canais de sódio e os canais de potássio responsáveis, respetivamente, pela entrada de iões sódio através da membrana celular e pela expulsão de iões potássio. Em estado de inação ou repouso, a membrana tem um potencial de repouso negativo. Por ordem temporal no fenómeno, dá-se uma despolarização da membrana celular que gera a ativação dos canais de sódio. Normalmente, esta movimentação de iões sódio, quando ultrapassa um limiar, gera uma alteração do potencial da membrana de aproximadamente  $-70$  mV para valores na ordem dos  $30$  mV, invertendo assim o potencial da membrana. A inversão de sinal faz com que os canais de potássio reajam, restaurando o potencial de repouso verificado antes do processo. Analisando a figura 2.1, é possível constatar que há um momento no fim do fenómeno em que a diferença de potencial observada é, em módulo, maior que a tensão de repouso. Este intervalo de tempo é denominado por período refractário e impede o refluxo de sinal elétrico.

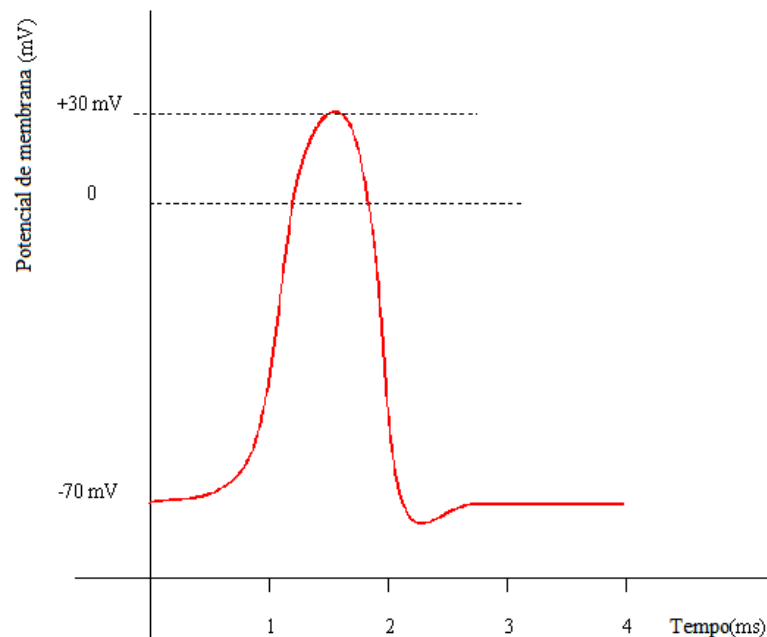


Figura 2.1: Gráfico do potencial de ação de um neurónio. Esquema adaptado de [Action potential - Wikipedia, the free encyclopedia](#).



Além dos neurónios, é de referir que o sistema nervoso é também constituído por células gliais que, até à data, se considera como tendo uma função estrutural e de suporte para os neurónios mas que novas teorias afirmam que possam ter também um efeito sobre a transmissão de informação (Fields 2009).

No caso deste estudo, onde se procura uma relação entre o sinal elétrico muscular e o sinal elétrico cerebral é conveniente fazer uma pequena introdução ao percurso destes dois sinais. A execução de movimento requer a cooperação do sistema nervoso com o sistema muscular. O sistema muscular participa com a contração e descontração de, neste caso, alguns músculos da mão e antebraço. A contração é provocada por uma mensagem enviada através dos neurónios constituintes do sistema nervoso desde o córtex motor até aos músculos. O córtex motor, estando localizado na zona frontal dos dois hemisférios cerebrais, atua na coordenação motora contralateralmente, isto é, o hemisfério responsável por um lado do corpo é geralmente o contralateral. Há, no entanto, casos (Caramia, Bernardi et al. 1996) em que um hemisfério pode assumir a coordenação de todo o corpo.

O córtex motor encontra-se localizado na zona posterior do lobo frontal, e de acordo com a nomenclatura de Brodmann, nas zonas F2, F4, F5 e F7 (Brodmann 1909), como indicado com a cor laranja na figura 2.2.

Depois de ser efetuado o movimento, há uma etapa de perceção do mesmo, onde é enviado um sinal, no caso da perceção sensitiva, desde os neurónios que enervam a zona da mão e antebraço até ao cérebro, onde o sinal é interpretado tanto no córtex motor primário como noutras zonas de interpretação de tarefas complexas, como o córtex pré-motor, responsável pela preparação do movimento (Scholz et al. 2002).

Neste trabalho, foi avaliada, em termos de fase, a transmissão de informação entre o córtex motor e os músculos responsáveis pelo movimento do polegar e do indicador, utilizando um novo algoritmo.

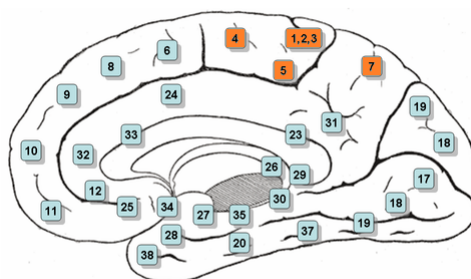


Figura 2.2: Esquema de corte sagital do cérebro com indicação das áreas de Brodmann. As áreas a laranja correspondem ao córtex motor. Figura adaptada de *Brodmann area - Wikipedia, the free encyclopedia*.

### 2.1.2 Eletroencefalograma

O eletroencefalograma (EEG) é o registo dos potenciais elétricos gerados pelas células nervosas da região do córtex (Niedermeyer e Silva 2005). O registo é feito através de um eletroencefalógrafo, dispositivo que contém um conjunto de elétrodos colocados no escalpe de forma a obter informação de todo o cérebro, e de um computador que regista os dados obtidos. Este registo permite a observação da ativação elétrica cerebral *in vivo*, em tempo real, do período de tempo da aquisição para cada elétrodo. Este tipo de registo é um dos métodos não invasivos mais eficazes no estudo da funcionalidade cerebral e permite a compreensão de fenómenos fisiológicos normais (Campbell 2009; Pereda et al. 1998) e patológicos (Engel 1984; Yuvaraj et al. 2014).

### 2.1.3 Eletromiograma

O eletromiograma (EMG) é o resultado da utilização do eletromiógrafo, aparelho que mede as diferenças de potencial das células musculares (Buchanan et al. 2004) de forma invasiva ou superficialmente, ao nível da pele, como é utilizada neste trabalho. Esta medição é feita com a utilização de elétrodos colocados na pele, os quais quando ocorre uma diferença de potencial a registam e a transmitem para um computador. Este método permite a obtenção de sinais temporais com a ativação elétrica dos músculos durante um período de tempo e permite a observação do funcionamento normal ou patológico dos músculos, podendo relacionar o mesmo com doenças de foro neurológico (Ruonala et al. 2013).

### 2.1.4 Dipolo elétrico

Um dipolo elétrico consiste num conjunto de duas regiões eletricamente carregadas, uma positiva e uma negativa. No caso de estudos neurológicos, é possível assumir que existe um ponto, o epicentro ou fonte, onde se dá uma descarga elétrica responsável pela geração do dipolo elétrico. Nesta dissertação todos os resultados obtidos a partir dos algoritmos de coerência e de análise por referência de fase - *reference phase analysis* (RPA) são apresentados na forma de mapas que representam diferenças de potencial elétrico. As fontes a observar, objetivo do trabalho, são identificáveis quando a presença de um dipolo é clara.

### 2.1.5 Tremor essencial

O tremor essencial, patologia observada num dos sujeitos analisados neste trabalho, é o distúrbio de tremor mais comum no ser humano (Benito-León 2011). À luz do conhecimento atual, o tremor essencial é caracterizado como o conjunto de várias patologias com sintomas semelhantes, que vão desde tremores do foro motor a várias patologias não motoras, como disfunções cognitivas (Benito-León e Louis 2006). O tremor essencial geralmente diagnosticado consiste num tremor com uma determinada frequência, geralmente

na ordem dos 5 Hz, que se manifesta mais exuberantemente em estados de repouso. Em caso de ação motora, o tremor diminui de amplitude (Bain et al. 1993).

## 2.2 Conceitos de processamento de sinal

### 2.2.1 Sincronia

A sincronia é definida como o fenómeno que ocorre quando há ajustamento de frequência e fase, de vários osciladores que interagem entre si através de interações fracas (Pikovsky et al. 2003). Este fenómeno é reconhecido pela comunidade científica como um dos responsáveis pela comunicação entre populações de neurónios no cérebro (Pfurtscheller e Silva 1999; Schnitzler e Gross 2005). No caso do sistema nervoso humano, o equilíbrio entre sincronia e dessincronia entre neurónios é considerada fundamental ao funcionamento saudável do cérebro e eventuais desequilíbrios podem ser um dos sintomas ou causas de distúrbios neurológicos (Shusterman e Troy 2008) ou psicológicos (Uhlhaas e Singer 2006). Excessos de sincronia podem também levar a casos patológicos, *e.g.*, a epilepsia (Jiruska et al. 2013).

A sincronia de fase, o tipo de sincronia estudado neste trabalho, é definido como o processo em que dois ou mais sinais periódicos ajustam as suas fases de forma a haver uma diferença constante nas suas fases relativas. A sincronia de amplitude refere-se ao processo em que dois ou mais sinais periódicos ajustam as suas amplitudes ao longo do tempo em função das amplitudes uns dos outros.

Nesta dissertação, o termo sincronia é utilizado apenas com o intuito de referir o fenómeno de sincronia de fase. Os sinais utilizados no estudo são sinais elétricos que embora não sejam completamente periódicos podem ser analisados como tal através de ferramentas de decomposição de sinal em frequência, nomeadamente através da transformada de *Hilbert* (secção 2.2.3).

O neurónio apresenta um funcionamento semelhante a um gerador de pulsos. Quando uma corrente é injectada numa célula nervosa, o potencial eléctrico da sua membrana altera-se lentamente. No entanto, nos casos em que o potencial atinge valores de aproximadamente -50 mV, tal como foi anteriormente referido, dá-se uma descarga eléctrica rápida, o potencial de ação, devido às propriedades capacitivas da célula. Quando a célula é exposta a uma corrente constante, a mesma vai gerar potenciais de ação com um ritmo regular. Com a alteração da intensidade de corrente, a frequência da geração dos potenciais de ação vai-se também alterar, ou seja, a intensidade de corrente vai modular não linearmente a frequência de potenciais de ação proporcionando assim um método de codificação de transmissão de informação entre populações de neurónios (Pikovsky et al. 2003). Entre os vários exemplos de sincronia no corpo humano, destaca-se o controlo da frequência cardíaca pelo nódulo sinoatrial (Boyett e Dobrzynski 2007).

### 2.2.2 Coerência

A coerência,  $C_{xy}$ , é uma ferramenta estatística utilizada para relacionar os espectros de potência,  $P_{xx}$  e  $P_{yy}$ , de dois sinais reais,  $x(t)$  e  $y(t)$  respectivamente num dado período  $2T$ , definida por:

$$C_{xy} = \frac{|P_{xy}|^2}{P_{xx}P_{yy}}, \quad P_{xy} = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \int_{-T}^T x(t)y(t) dt \quad (2.1)$$

Em que  $|P_{xy}|$  representa o espectro de potência cruzado dos sinais  $x(t)$  e  $y(t)$ .  $C_{xy}$  pode variar entre 0 e 1, em que o valor 1 indica uma total correlação em frequência entre sinais e o valor 0 indica a total descoerência em frequência dos sinais (Golińska 2011).

### 2.2.3 Transformada de Hilbert

A transformada de *Hilbert* é, dentro do campo da análise de *Fourier*, útil como ferramenta para derivar sinais analógicos. A transformada de *Hilbert*  $H$  de um sinal  $u(t)$  é definida por:

$$H[u(t)] = u(t) * h(t) = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{u(\tau)}{t - \tau} d\tau, \quad h(t) = \frac{1}{\pi t} \quad (2.2)$$

ou seja, a transformada de *Hilbert* é definida pela convolução do sinal  $u$  com a função  $h(t)$  (Kschischang 2006).

A transformada de *Hilbert* neste trabalho tem a função de expandir os sinais analógicos do plano real para o plano complexo de maneira que seja possível aceder à fase do sinal em cada instante.

### 2.2.4 Filtros de sinal

Os filtros são utilizados em análise de sinais para eliminar efeitos indesejados, como o ruído, inerentes às aquisições analógicas. Os filtros utilizados neste trabalho têm como função a remoção de frequências fora da banda do EEG, de 1 Hz a 40 Hz (Niedermeyer e Silva 2005), minimizando as alterações de fase no sinal, de modo que a continuação do processamento não fique comprometida. Para tal, foram utilizados filtros digitais, compostos por algoritmos computacionais, denominados filtros passa-banda. Dentro dos filtros a utilizar é de enfatizar o filtro digital *butterworth*, um emulador de um filtro analógico passa-banda no sentido em que nos limiares de banda as frequências não são atenuadas imediatamente mas de uma forma crescente conforme o afastamento das frequências às frequências desejadas (Butterworth 1930).

### 2.2.5 Localização de fontes

A localização de fontes em neurologia corresponde à análise do comportamento elétrico espacial e temporal do cérebro de forma a definir dinamicamente os epicentros da atividade cerebral. Neste trabalho, a localização de fontes utilizada recorreu a dados de

EEG de 32 elétrodos para determinar a localização de uma ou duas fontes, consoante o caso, definidas como dipolos elétricos.

Este tipo de localização de fontes, que a partir de dados de EEG medidos, estima a localização e magnitude de fontes elétricas, é denominado como modelação inversa. O problema adjacente à modelação inversa é o de que para uma situação existem inúmeras soluções que satisfazem as condições de resolução do problema. Para reduzir o número de soluções, são utilizados alguns parâmetros *a priori* que diminuem os graus de liberdade do problema, como por exemplo, o número de fontes a identificar. É de notar que a escolha destes parâmetros *a priori* vai ter um efeito determinante nas soluções encontradas pelo que estes devem ser cuidadosamente escolhidos.

O software utilizado nesta dissertação para determinação de fontes foi o BESA®(ver secção 3.3.2), que recorre a valores mínimos definidos pelo utilizador de distância entre dipolos e de magnitude das fontes como parâmetros *a priori* para localizar as fontes. Embora o método do BESA® se baseie nos princípios acima descritos, não é possível dizer em que consiste exatamente o processamento feito pelo programa já que a informação não se encontra disponível por este ser um programa *close source*.

### 2.2.6 Separação cega de fontes

A separação cega de fontes, ou *blind source separation*, é um conjunto de métodos de processamento de sinal que tem como característica o facto de possibilitarem, como o nome indica, a extração de fontes a partir de sinais que contêm o conjunto de todas as fontes misturadas. Esta extração é conseguida através da utilização de alguma informação *a priori* que permite reduzir o número de soluções possíveis para o problema. É de salientar dois métodos inseridos nesta categoria: Análise em componentes independentes e análise em componentes principais.

A análise em componentes independentes tem duas restrições significativas que permitem inferir uma solução ao problema: independência estatística das fontes e o número de fontes a determinar ser menor ou igual ao número de sinais adquiridos (Hyvärinen e Oja 2000; Vigário et al. 1998). A segunda restrição justifica-se porque, a partir de uma matriz com um número  $n$  de vetores próprios ortogonais, apenas é possível resolver a solução para  $m$  variáveis, com  $n \geq m$ . A independência estatística das fontes indica que a informação de uma das fontes nada permite inferir sobre outra fonte, ou seja, as probabilidades de densidade das fontes  $P(x_i)$  e  $P(x_j)$  são iguais à probabilidade de densidade do produto das duas,  $P(x_i)P(x_j) = P(x_i, x_j)$  (Feller 2008). Como no caso de sincronia as fontes são vistas como estatisticamente dependentes este modelo não deve ser utilizado. No entanto, a compreensão deste e do método de análise em componentes principais facilita a compreensão da análise aplicada neste trabalho.

### 2.2.7 Análise em componentes principais

A análise em componentes principais, denominada também por transformada de *Karhunen Loève*, tem como propósito a transformação de um conjunto de dados, possivelmente relacionados, num conjunto de dados não relacionados através duma transformação ortogonal (Jolliffe 2005). Assim, como na análise em componentes independentes, a restrição de que apenas é possível determinar um número de fontes menor ou igual ao número de sinais é aplicável.

Partindo dum conjunto de  $n$  variáveis aleatórias  $x_1, \dots, x_n$ , neste caso correspondentes aos sinais obtidos por cada elétrodo, temos que:

$$x_i = a_{i1}s_1(t) + \dots + a_{in}s_n(t), \text{ com } i = [1;n] \quad (2.3)$$

em que  $s_j$  corresponde a cada fonte a determinar e  $a_{ij}$  corresponde ao peso ponderado da fonte  $s_j$  no sinal obtido de  $x_i$ . Cada fonte  $s_j$  corresponde a uma componente ortogonal do sistema e  $a_{ij}$  é adimensional. Esta equação pode ser simplificada da seguinte maneira:

$$X = A S \quad (2.4)$$

em que  $A$  corresponde a uma matriz com os diferentes  $a_{ij}$  e  $S$  corresponde a uma matriz das fontes  $s_j$ . De forma a encontrar a solução, a equação pode ser representada por:

$$S = A^{-1}.X \quad (2.5)$$

De forma a facilitar a compreensão, a equação seguinte, equivalente à equação (2.5), é utilizada:

$$y = W.X \quad (2.6)$$

em que  $W$  é semelhante a  $A^{-1}$  e  $y$  é igual a  $S$ . A análise em componentes principais utiliza o seguinte algoritmo para encontrar  $w_1$ , o peso da primeira componente principal:

$$w_1 = \operatorname{argmax}(\| XW \|^2) = \operatorname{argmax}(W^T X^T X W) \quad (2.7)$$

em que  $\operatorname{argmax}$  representa o valor máximo de entre um conjunto de valores. Para as seguintes componentes principais, o mesmo algoritmo é utilizado desprezando as componentes já determinadas. Após determinação das componentes principais desejadas, a equação (2.6) é rapidamente resolvida e as fontes  $y$  são determinadas. É de referir que, em casos reais, há uma variável adicional correspondente ao ruído que não foi expressa para evitar um excesso de complexidade das expressões.

### 2.2.8 Branqueamento

O processo de branqueamento, ou *whitening*, tem como função a remoção de ruído e facilitação da análise em componentes principais (ver secção 2.2.7), diminuindo assim o

tempo de processamento (Hyvärinen e Oja 2000; Vigário et al. 2000). Utilizando o paradigma da separação cega de fontes apresentado na equação (2.6)  $y = W.X$ , explicado nas secções 2.2.6 e 2.2.7, o branqueamento consiste na multiplicação dos sinais correspondentes aos elétrodos,  $y(t)$ , por uma matriz quadrada  $B$  de maneira a que a multiplicação de  $y(t)$  e  $B$  resulte num vetor  $z(t)$  cuja covariância seja a matriz identidade,  $z(t) = By(t)$ . Uma possibilidade para determinar a solução adequada é admitir  $B = C_y^{-1/2}$ , em que  $C_y$  é a matriz de covariância de  $y(t)$  (Almeida et al. 2012). A resolução do problema de separação cega de fontes habitual,  $Y = MS$  é assim transformada na equivalente  $Z = BMS$ , em que  $S$  representa a matriz contendo as fontes e  $M$  a matriz quadrada com os pesos relativos de cada elétrodo em cada fonte.

### 2.2.9 Separação de fontes por descorrelação temporal

A separação de fontes por descorrelação temporal - *time decorrelation source separation* (TDSEP), é um método de separação cega de fontes (2.2.6) que parte do princípio aplicável a este trabalho de que as fontes a estudar têm uma forte autocorrelação temporal (Vigário e Jensen 2003).

Este método consiste na redução da função de custo:

$$l_1(C_{ij}) = \sum_{i \neq j} \langle y_i(t)y_j(t) \rangle^2 + \sum_{i \neq j} \langle y_i(t)y_j(t + \tau) \rangle^2 \quad (2.8)$$

em que  $\tau$  consiste num valor de atraso temporal e  $y_i(t)$  e  $y_j(t)$  fontes de  $y$ , obtidas através da equação (2.6). É fácil verificar que o resultado da correlação vai alterar significativamente com a escolha manual do valor de  $\tau$ , pelo que foi determinada uma função de custo diferente que não é influenciada tão significativamente pelo valor de  $\tau$ :

$$l_2(C_{ij}) = \sum_{i \neq j} \langle y_i(t)y_j(t) \rangle^2 + \sum_{k=1}^N \sum_{i \neq j} \langle y_i(t)y_j(t + \tau_k) \rangle^2 \quad (2.9)$$

em que  $\tau_k$  admite uma série de valores diferentes (Ziehe e Müller 1998). A partir da minimização da função de custo (2.9) é possível determinar a matriz  $C$ , cuja inversão determina  $W$  da equação (2.6) e permite assim solucionar o problema da determinação cega de fontes.

### 2.2.10 Análise por referência de fase

Este método permite encontrar, entre as fontes extraídas através dos métodos de separação cega de fontes, as fontes com maior sincronia em relação a um sinal de referência, neste caso o sinal de eletromiografia. Para tal, é admitido que o sinal das fontes  $s(t)$  pode ser descrito por  $s(t) = S(t)e^{i\phi_i(t)}$  e  $u(t)$ , o sinal de eletromiografia de referência,  $u(t) = U(t)e^{i\Psi(t)}$ , em que  $\phi_i(t)$  e  $\Psi(t)$  correspondem, respetivamente, às fases da fonte e do sinal

de referência. A diferença de fases entre os dois sinais é definida por  $\delta\phi(t) = \phi(t) - \Psi(t)$ . A seguinte equação pode ser definida para encontrar a solução para o problema:

$$\varrho e^{i\Psi} = \frac{1}{T} \sum_{t=1}^T e^{i\delta\phi(t)} = \frac{1}{T} \sum_{t=1}^T \frac{\hat{s}(t)\hat{u}^*(t)}{|\hat{s}(t)\hat{u}(t)|} \quad (2.10)$$

em que  $\varrho$ , o *phase locking factor* (PLF), mede a semelhança de fase entre sinais e  $\hat{s}(t)$  e  $\hat{u}(t)$  representam os vetores normalizados correspondentes a  $s(t)$  e  $u(t)$ . Desta forma  $\varrho \in [0; 1]$ , o que permite criar um algoritmo que tem como objetivo encontrar o máximo da expressão (2.10) e assim determinar as fontes com maior relação de fase com o sinal de referência de forma a ser possível estudar eventuais fenómenos de sincronia entre fontes cerebrais e musculares (Schleimer e Vigário 2006).



## MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo são explicados os métodos de aquisição de dados de EEG e EMG, postos em prática e os principais algoritmos e software utilizados para a obtenção dos resultados apresentados nesta dissertação.

### 3.1 Métodos de aquisição

Para este trabalho foi seguido um protocolo que faz uma aquisição combinada de EEG, EMG e eletrocardiograma (ECG) com um *Neuron-Spectrum* Versão 1.1.1.0 com frequência de amostragem de 500 Hz. O material de aquisição consistiu em 32 elétrodos de EEG, 4 elétrodos de EMG, 2 por membro, um colocado no braço e outro na mão, e um elétrodo com a função de ECG. Informação adicional sobre a disposição dos elétrodos encontra-se disponível nos apêndices [A](#) e [B](#).

As aquisições tiveram lugar no departamento de neurofisiologia do Instituto Português de Oncologia, em Lisboa, com o auxílio do pessoal responsável, entre 2014 e 2015. Durante o período de aquisição, foi registado um ambiente com ausência de estímulos sensoriais significativos, exceto quando o estímulo visual (ver [3.1.1](#)), fazia parte da experiência. Esta ausência de estímulos externos reduz a quantidade de informação captada pelos elétrodos e facilita o processamento de sinal para obtenção e análise de resultados.

Foram feitas aquisições a dois sujeitos do sexo masculino, ambos com 23 anos e destros. O primeiro sujeito foi diagnosticado com tremor essencial. O segundo sujeito não tem quaisquer neuropatologias diagnosticadas. Além das indicações acima descritas não é conhecida qualquer outra singularidade que seja relevante para o estudo.

Para a obtenção de sinais com possível informação sobre sincronias neuronais foram seguidos dois métodos: aquisição com vídeo e aquisição com metrónomo. Para as aquisições, foi pedido ao sujeito em causa que contraísse o polegar e o indicador de uma ou das duas mãos, como está exemplificado na figura [3.1](#). Na maioria das aquisições, foi utilizada

uma mola com o intuito de estudar o movimento do polegar e do indicador na abertura e fecho da mola. Os dois tipos de mola utilizados, mola comum e mola especial, são visíveis na figura 3.2.

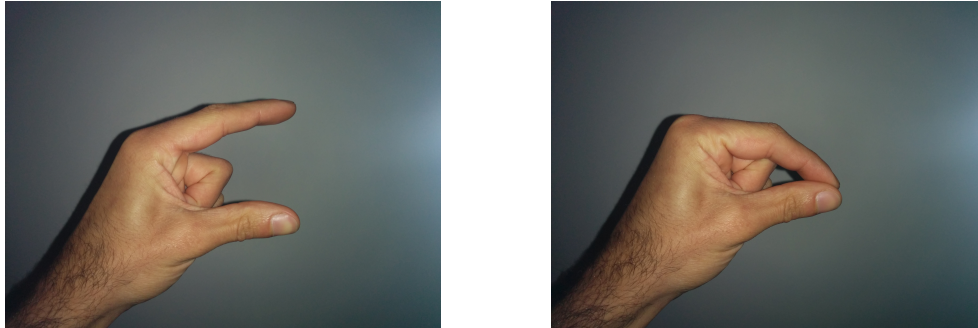


Figura 3.1: Contração tipo pedida aos sujeitos durante a aquisição.



Figura 3.2: Molas utilizadas na aquisição dos dados: (a) Mola comum. (b) Mola especial.

### 3.1.1 Protocolo 1 - Aquisição com vídeo

Esta aquisição foi feita com o auxílio de um ecrã, onde foi apresentada ao sujeito em teste a ação a desempenhar, através de um vídeo com duração aproximada de 3 minutos. Foi pedido ao sujeito para ora apertar a mola ora relaxar, de acordo com as cores de uma cruz que ia sendo apresentada no ecrã. O vídeo segue uma sequência de 5 contrações e 5 descontrações curtas (3 segundos cada), 1 contração e 1 descontração longas (10 segundos), 10 curtas, 1 longa e 5 curtas. Informação mais detalhada sobre o vídeo está disponível no apêndice C.

Foram feitos testes com a mão direita, com a mão esquerda e com ambas as mãos. Os testes foram todos executados com molas da roupa comuns às quais foi acrescentado um batente que fizesse com que o esforço de contração não fosse excessivo (figura 3.2(a)).

### 3.1.2 Protocolo 2 - Aquisição com metrónomo

Nesta aquisição, ao invés de se pedir ao sujeito que siga as instruções de contração e descontração apresentadas em vídeo, é dado, através de um metrónomo, uma frequência, de 60 batimentos por minuto (BPM) ou 100 BPM, antes da aquisição e é pedido ao sujeito que mantenha aquele ritmo até sinal em contrário. Em geral, as aquisições feitas neste segundo protocolo têm a duração de aproximadamente 1 minuto.

Foram feitos testes com a mão direita, mão esquerda e ambas sob as seguintes condições:

1. Utilizando molas comuns, a 60 BPM e 100 BPM;
2. Utilizando um sistema de mola (figura 3.2(b)), em desenvolvimento pelo professor José Luís Ferreira da Faculdade de Ciências e Tecnologia, a 100 BPM;
3. Utilizando apenas os dedos sem quaisquer acessórios, a 100 BPM;
4. De olhos fechados com molas comuns, a 100 BPM;

## 3.2 Aquisições efetuadas

Nesta secção são apresentados os tipos de aquisição para cada um dos dois sujeitos, com a respetiva indicação da mão utilizada durante o exercício e a duração do mesmo.

### 3.2.1 Sujeito 1

Foram realizados três tipos de aquisição com o sujeito 1: Aquisição com vídeo, aquisição com metrónomo com mola normal (100 BPM) e aquisição com metrónomo com mola normal com os olhos vendados (100 BPM) (tabela 3.1).

Número (Sujeito.Protocolo.Teste)	Tipo de Aquisição	Mão utilizada (Direita/Esquerda)	Duração da aquisição
1.A.1	Vídeo	Direita	2'44"
1.A.2	Vídeo	Esquerda	2'39"
1.A.3	Vídeo	Ambas	2'46"
1.A.4	Vídeo	Ambas	2'47"
1.B.1	Metrónomo com mola normal (100 BPM)	Direita	1'39"
1.B.2	Metrónomo com mola normal (100 BPM)	Esquerda	1'12"
1.B.3	Metrónomo com mola normal (100 BPM)	Ambas	1'14"
1.C.1	Metrónomo com olhos fechados (100 BPM)	Direita	1'07"
1.C.2	Metrónomo com olhos fechados (100 BPM)	Esquerda	1'04"
1.C.3	Metrónomo com olhos fechados (100 BPM)	Ambas	1'04"

Tabela 3.1: Protocolos de aquisição para o sujeito 1.

### 3.2.2 Sujeito 2

O sujeito 2 possui seis tipos de aquisição: Aquisição com vídeo, aquisição com metrónomo com mola normal (100 BPM), aquisição com metrónomo sem mola (100 BPM), aquisição com metrónomo com mola especial (100 BPM), aquisição com metrónomo com mola normal de olhos vendados (100 BPM), aquisição com metrónomo com mola normal (60 BPM) (tabela 3.2).

Número (Sujeito.Protocolo.Teste)	Tipo de Aquisição	Mão utilizada (Direita/Esquerda)	Duração da aquisição
2.A.1	Vídeo	Direita	2'46"
2.A.2	Vídeo	Esquerda	3'01"
2.A.3	Vídeo	Ambas	2'45"
2.B.1	Metrónomo com mola normal (100 BPM)	Direita	1'37"
2.B.2	Metrónomo com mola normal (100 BPM)	Esquerda	1'38"
2.B.3	Metrónomo com mola normal (100 BPM)	Ambas	1'35"
2.C.1	Metrónomo com dedos (100 BPM)	Direita	1'36"
2.C.2	Metrónomo com dedos (100 BPM)	Esquerda	1'33"
2.C.3	Metrónomo com dedos (100 BPM)	Ambas	1'35"
2.D.1	Metrónomo com mola especial (100 BPM)	Direita	1'41"
2.D.2	Metrónomo com mola especial (100 BPM)	Esquerda	1'33"
2.E.1	Metrónomo com olhos fechados (100 BPM)	Direita	1'04"
2.E.2	Metrónomo com olhos fechados (100 BPM)	Esquerda	1'05"
2.E.3	Metrónomo com olhos fechados (100 BPM)	Ambas	1'02"
2.F.1	Metrónomo com mola normal (60 BPM)	Direita	1'03"
2.F.2	Metrónomo com mola normal (60 BPM)	Esquerda	1'02"
2.F.3	Metrónomo com mola normal (60 BPM)	Ambas	1'03"

Tabela 3.2: Protocolos de aquisição para o sujeito 2.

### 3.3 Algoritmos e software de análise de resultados

#### 3.3.1 Algoritmo de coerência

O algoritmo de cálculo da coerência, escrito em Matlab®, tem como objetivo a identificação das fontes de EEG com maior coerência em relação ao sinal de EMG. O algoritmo é composto por 5 passos distintos (tabela 3.3): o pré-processamento; a extração de fontes por decorrelação temporal; o agrupamento de fontes; a coerência ao longo do tempo; a gravação do ficheiro de saída. O algoritmo de cálculo da coerência é funcional para qualquer intervalo de tempo, mas, nesta dissertação, foi utilizado principalmente para segmentos na ordem do segundo ou da dezena de segundos. A utilização de segmentos curtos vai influenciar a resolução em frequência, diminuindo-a.

1	Pré-processamento
2	Extração de fontes por decorrelação temporal
3	Agrupamento de fontes
4	Coerência ao longo do tempo
5	Gravação do ficheiro de saída

Tabela 3.3: Sequência de passos do algoritmo de coerência.

O pré-processamento começa com uma filtragem dos sinais de EEG e de EMG com um filtro *butterworth* de quarta ordem definido por quatro parâmetros: *highpassfilter 1*, *highpassfilter 2*, *lowpassfilter 1* e *lowpassfilter 2*. Após filtragem, é feito um *whitening* (ver secção 2.2.8) dos sinais de EEG. De seguida, são construídas duas matrizes com a coerência entre os diferentes elétrodo de EEG, filtrados, e filtrados e branqueados, e o EMG filtrado. Finalmente, é exibida uma série de gráficos, neste caso 32, com a coerência entre os sinais de EEG branqueados e o EMG para uma banda de frequências previamente definida (figura 3.3(a)).

O segundo passo consiste na extração de fontes a partir do sinal de EEG branqueado utilizando um método de separação cega de fontes por decorrelação temporal (ver secção 2.2.9). Após extração, é construída novamente uma matriz com a coerência entre as fontes e o EMG filtrado. Este passo é repetido várias vezes, de acordo com o parâmetro *nessays* (tabela 3.4).

Analisando as soluções de coerência encontradas no segundo passo, e utilizando apenas as *ncomps* componentes principais, é feito um agrupamento de soluções encontradas nos *nessays* ensaios, com base na sua semelhança. Sendo, em seguida, apresentadas sob forma de mapas 2D do cérebro. Estas soluções são expostas quer por ordem de similitude quer por ordem de coerência com o EMG e representam a matriz dos pesos que fornece a ponderação espacial de cada fonte (figura 3.3(b) e 3.3(c)).

O agrupamento das fontes é feito comparando duas soluções, elétrodo a elétrodo. O grau de similitude é determinado pelo parâmetro *criterium* (tabela 3.4).

Terminando a análise de coerência, é apresentado, no quarto passo, um gráfico de coerência, numa banda de frequências, em função do tempo. De forma resumida, são

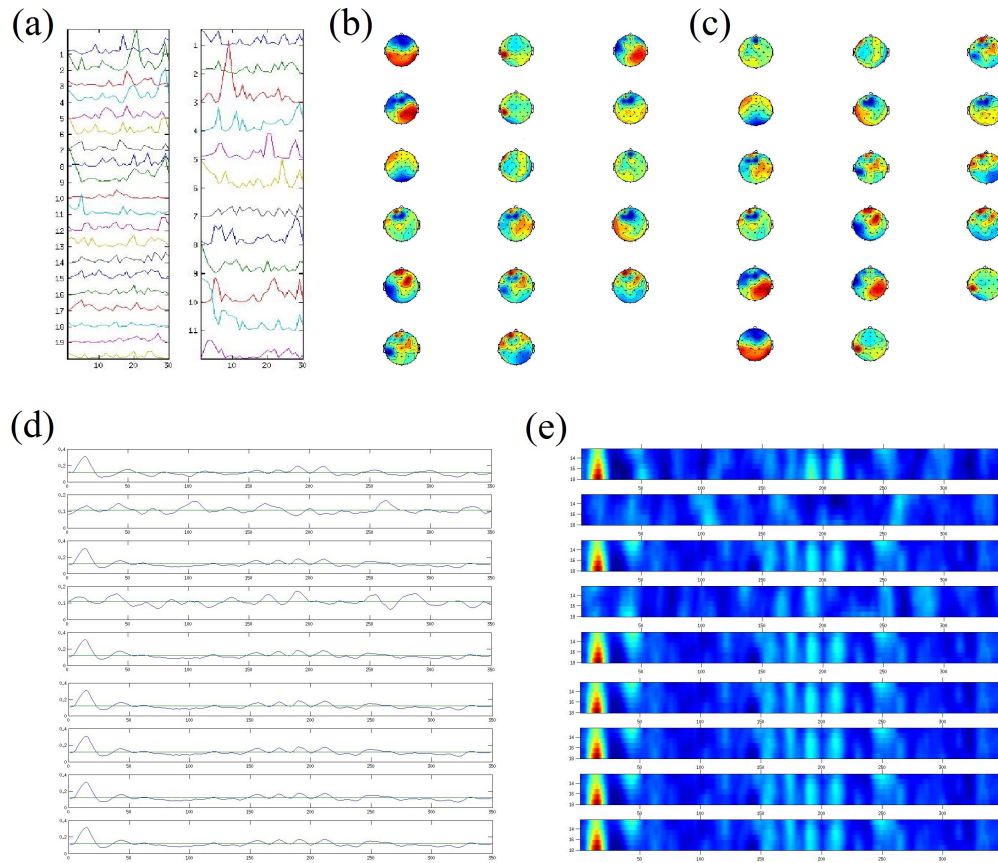


Figura 3.3: Etapas do algoritmo de cálculo de coerência: (a) Gráfico da coerência entre o sinal dos eletrodos, filtrados e branqueados, e o sinal de EMG, filtrado. (b) Soluções de fontes obtidas pelo algoritmo de cálculo de coerência, organizadas por similitude com o EMG. (c) Soluções de fontes obtidas pelo algoritmo de cálculo de coerência, organizadas por coerência com o EMG. (d) Gráfico indicativo da frequência cuja coerência é máxima e o seu valor em cada momento. (e) Gráfico indicativo da coerência numa dada gama de frequências, num intervalo de tempo.

utilizadas as coerências de  $n$  janelas temporais diferentes e, após uma interpolação dos resultados, é feito um gráfico que indica a coerência na gama de frequências medidas ao longo do tempo, em forma de série temporal (figura 3.3(d)) e em forma de mapa colorido (figura 3.3(e)), que indica a relação da magnitude da coerência para cada frequência ao longo do tempo.

De forma a registar todos os resultados para poderem ser lidos e processados noutros *scripts* de Matlab® ou de outra linguagem orientada por objetos, o algoritmo de coerência conclui-se com a gravação de um ficheiro com toda a informação obtida.

Para facilitar o entendimento dos testes apresentados no capítulo 4, a tabela 3.4 define todos os parâmetros passíveis de variação dentro do algoritmo de coerência.



Parâmetro	Função
nfft	Número de pontos para a análise <i>fast Fourier transform</i> (FFT). <sup>1</sup>
noverlap	Número de pontos a sobrepôr para cálculo da coerência.
which EMG	Define se é utilizado o EMG da mão ou do braço.
criterium	Critério para o processo de agrupamento de fontes. 0 agrupa todas as fontes. 1 apenas agrupa fontes idênticas.
ngraph	Número de gráficos a apresentar numa coluna.
ncomps	Número de componentes a reter.
lowpassfilter 1	Primeira frequência de corte no filtro passa alto (em Hz).
lowpassfilter 2	Segunda frequência de corte no filtro passa alto (em Hz).
highpassfilter 1	Primeira frequência de corte no filtro passa baixo (em Hz).
highpassfilter 2	Segunda frequência de corte no filtro passa baixo (em Hz).
nessays	Número de repetições do algoritmo.
ndelays	Número máximo de <i>delays</i> em cada implementação da TDSEP.
delaymax	Valor máximo de <i>delay</i> no cálculo da TDSEP.
nplotcoherence	Define a gama de frequências a apresentar.
npoints	Dimensão da janela onde a coerência é calculada.
foverlap	Fração da janela que não sofre sobreposição no cálculo da coerência.

Tabela 3.4: Parâmetros do algoritmo de coerência.

### 3.3.2 BESA®

O software BESA® foi utilizado como método de validação da localização das fontes, dipolos, obtidas pelo algoritmo apresentado na secção 3.3.1. Para tal, extraíram-se do ficheiro de saída do algoritmo 3.3.1 as fontes para ficheiros individuais. Esses ficheiros foram, um de cada vez, importados para o BESA onde foram processados com as ferramentas *2D Mapping* e *source analysis*.

O modelo da envolvente do cérebro para *source analysis* utilizado foi o modelo do programa BESA® *4 shell ellipsoidal*. Este modelo parte do princípio que o encéfalo, o líquido céfalo-raquidiano, o crânio e o escalpe podem ser modelados como sendo 4 elipsoides com condutividade diferente. As fontes analisadas foram assumidas como sendo dipolos simples e o parâmetro *Minimum distance criterion* (mm) ficou pré-definido como 20,1. O parâmetro *Minimum distance criterion* permite evitar que o algoritmo devolva duas soluções correspondentes à mesma fonte, ou seja, soluções relativamente próximas, sob forma de dois dipolos.

### 3.3.3 Algoritmo de análise por referência de fase

O algoritmo de RPA, concebido em Matlab®, tem como objetivo a RPA do sinal de EEG, utilizando o sinal de EMG como sinal de referência. O algoritmo é composto por 4 etapas distintas (tabela 3.5). Dado que os fenómenos de sincronia não duram mais que um

<sup>1</sup>Para mais informação, consultar a função *fft* do Matlab.

segundo, as janelas temporais são inferiores a 1 segundo. Comparando os algoritmo de cálculo da coerência e de análise por fase de referência, é possível verificar que o segundo é utilizado, normalmente, em janelas temporais inferiores às do primeiro em, pelo menos, uma ordem de grandeza.

1	Pré-processamento
2	Cálculo do PLF
3	Método iterativo que implementa o RPA
4	Construção de mapas

Tabela 3.5: Sequência de passos do algoritmo de RPA.

O primeiro passo do algoritmo de RPA consiste na importação dos dados de EEG e de EMG, como o algoritmo de coerência. Após importação, os sinais de EEG são filtrados, com um filtro passa banda de largura aproximada de 2 Hz. Em seguida, estes sinais são branqueados e o sinal de EMG é apenas filtrado. Este conjunto de passos constitui o pré-processamento.

Depois de ter os sinais pré-processados e utilizando apenas  $ncomps$  componentes principais (ver tabela 3.6), o algoritmo faz o cálculo do PLF de cada eletrodo relativamente ao sinal filtrado para uma dada janela temporal (ver secção 2.2.10).

Repetindo várias vezes este passo e utilizando como fator de otimização a maximização dos valores de PLF, o algoritmo encontra diversas soluções, para uma determinada janela temporal. Finalmente, estas soluções, à semelhança do que foi feito no algoritmo de coerência, são agrupados com base na sua similitude (*criterion 1*) (figuras 3.4(a1)-(a5)).

Com o conhecimento das fontes com maior PLF, o algoritmo apresenta-as para cada janela temporal e, no final, junta as fontes que aparecem mais vezes e cujo PLF é mais elevado num conjunto final de mapas. O agrupamento de fontes é feito de acordo com a similitude entre fontes que é estipulada pelo *criterion 2* (figura 3.4(b)).



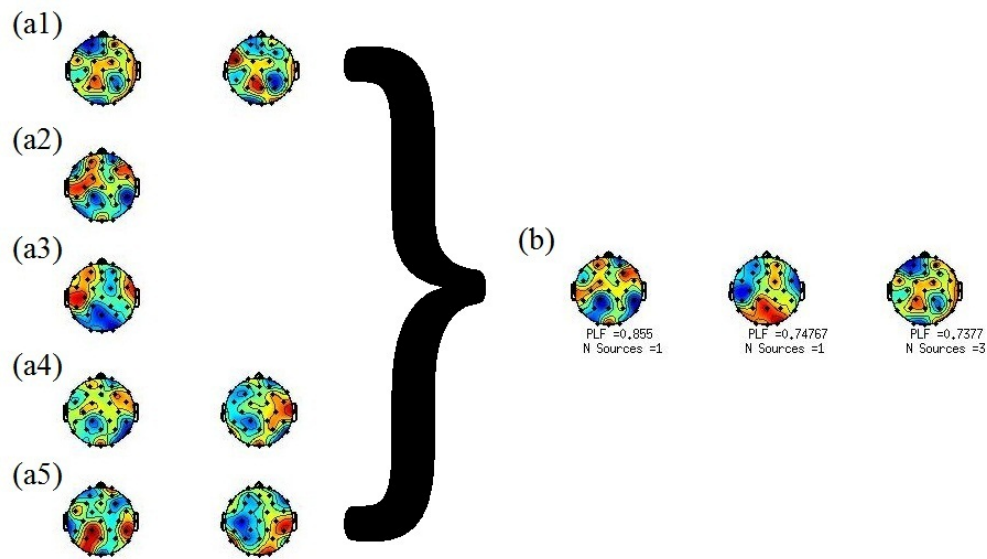


Figura 3.4: Etapas do algoritmo de análise por referência de fase: (a) Análise por referência de fase em janelas temporais distintas. (b) Agrupamento de fontes de janelas temporais distintas.

Para melhor compreender os testes efetuados no capítulo 4, a tabela 3.6 enumera e explica sucintamente alguns dos parâmetros mais importantes do algoritmo de RPA.

Parâmetro	Função
freq min	Primeira frequência para filtro passa banda.
freq max	Segunda frequência para filtro passa banda.
which EMG	Indica se é utilizado o EMG do braço ou da mão.
nwindows	Número de janelas onde é feito o processamento.
nfft	Número de pontos da janela para análise FFT. <sup>2</sup>
ncomps	Número de componentes a reter.
noverlap	Número de pontos a sobrepor para cálculo da coerência.
ngraph	Número de gráficos a apresentar numa coluna.
window length	Número de pontos da janela para RPA.
window overlap	Número de pontos que correspondem ao passo temporal entre duas janelas consecutivas.
filter type	Define o tipo de filtro.
filter order	Ordem do filtro.
criterium 1	Critério para o agrupamento de fontes para cada janela.
criterium 2	Critério para o agrupamento de fontes de todas as janelas.
nessays	Número de vezes que é repetido o processamento para cada janela.

Tabela 3.6: Parâmetros do algoritmo de RPA.

É também de referir que para uma melhor análise dos resultados do algoritmo de RPA após o agrupamento das soluções encontradas em todas as janelas, este foi complementado com a exibição, juntamente com os mapas dessas fontes, dos valores de PLF

<sup>2</sup>Para mais informação, consultar a função fft do Matlab.

correspondentes. Além disso, o algoritmo foi também complementado com a informação de quantas fontes diferentes foram agrupadas em cada mapa apresentado. Esta informação permitiu uma análise mais detalhada e criteriosa dos resultados apresentados no capítulo 5.

#### **Como se relacionam os resultados de RPA com os fenómenos de sincronia?**

Retornando ao que foi anteriormente escrito, o mecanismo de sincronia de fase é o fenómeno em que dois ou mais sinais periódicos interagem entre si, através de uma ligação fraca até haver sincronização de fase, ou *phase locking*. Considerando que o algoritmo de RPA trata os sinais como periódicos e se baseia na identificação dos valores de PLF, é possível considerar que para valores elevados de PLF existem fenómenos de sincronia entre os sinais de EMG e as fontes de EEG adquiridas.

## RESULTADOS

Para cada um dos dois sujeitos existem três tipos diferentes de obtenção de resultados: através da coerência, da localização de fontes (BESA®) e por RPA.

Foram realizados vários testes com os algoritmos de coerência e RPA antes de serem obtidos pela primeira vez resultados razoáveis. A estrutura de resultados apresentada neste capítulo não segue a sequência temporal pela qual foram efetuados, mas organiza-se antes numa estrutura de fácil consulta e análise. Foi utilizado inicialmente um método de força bruta (*brute force*) de forma a que a partir de uma vasta gama de dados se obtivessem resultados razoáveis e possibilitadores de seguir o objetivo proposto de otimização do protocolo. É de referir que a maioria dos dados adquiridos não continha qualquer tipo de informação inteligível, que permitisse cumprir os objetivos propostos inicialmente para esta dissertação. Sublinha-se também que algumas das figuras apresentadas neste capítulo se encontram truncadas por apresentarem vários mapas sem qualquer relevância para o trabalho.

Foi, portanto, utilizada como base na otimização de parâmetros, quer de aquisição quer de análise, um segmento de aquisição a partir do qual foram obtidos resultados satisfatórios, que permitem comprovar a funcionalidade de ambos os algoritmos na análise de fontes cerebrais. O segmento referido foi escolhido por representar uma aquisição cujos resultados estão, na sua maioria, de acordo com a bibliografia consultada.

O segmento referido trata-se de uma fração da aquisição número 1.B.2 (tabela 3.2) referente a uma aquisição do sujeito 1 com metrónomo, a 100 BPM, com a utilização de uma mola normal, com a mão esquerda.

De forma a facilitar a análise dos resultados apresentados neste capítulo, os testes de RPA efetuados encontram-se organizados nas tabelas 4.1 e 4.2 e as fontes de interesse identificadas nos diferentes algoritmos encontram-se enfatizadas por um rectângulo vermelho à sua volta.

Teste	Segmento Utilizado (consultar tabelas 3.1 e 3.2)	Especificações
Teste 1 - Modelo		
1.1	1.B.2	
Teste 2 - Alteração de EMG		
2.1	1.B.2	Igual a 1.1, com EMG do braço esquerdo
2.2	1.B.1	Igual a 1.1, para a mão direita
2.3	1.B.1	Igual a 2.2, com EMG do braço direito
Teste 3 - Alteração de sujeito		
3.1	2.B.2	Igual a 1.1
3.2	2.B.1	Igual a 2.2
Teste 4 - Alteração de protocolo		
4.1	1.C.1	Igual a 2.2
4.2	1.C.2	Igual a 1.1
4.3	2.F.2	Igual a 1.1
4.4	2.C.2	Igual a 1.1
4.5	2.D.2	Igual a 1.1
Teste 5 - Alteração da banda de frequências		
5.1	1.B.2	Banda de frequências (8Hz-10Hz)
5.2	1.B.2	Banda de frequências (10Hz-12Hz)
5.3	1.B.2	Banda de frequências (12Hz-14Hz)
5.4	1.B.2	Banda de frequências (13Hz-15Hz)
5.5	1.B.2	Banda de frequências (15Hz-17Hz)
5.6	1.B.2	Banda de frequências (17Hz-19Hz)
Teste 6 - Alteração da janela de RPA		
6.1	1.B.2	<i>window length</i> = 300
6.2	1.B.2	<i>window length</i> = 700
Teste 7 - Aquisição com ambas as mãos em simultâneo		
7.1	1.B.3	Referência do EMG da mão esquerda
7.2	1.B.3	Referência do EMG da mão direita

Tabela 4.1: Descrição dos testes de RPA (parte 1 de 2).

Teste	Segmento Utilizado (consultar tabelas 3.1 e 3.2)	Observações
Teste 8 - Alteração de outros parâmetros		
8.1	1.C.2	<i>criterium 2 = 0.7</i>
8.2	1.C.2	<i>criterium 2 = 0.8</i>
8.3	1.C.2	<i>criterium 2 = 0.9</i>
8.4	1.B.1	<i>ncomps = 6</i>
8.5	1.B.1	<i>ncomps = 8</i>
8.6	1.B.1	<i>ncomps = 2</i>
8.7	1.B.1	<i>nfft = 1024, noverlap = 256</i>
8.8	1.B.1	<i>nfft = 1024, noverlap = 512</i>
8.9	1.B.1	<i>nfft = 512, noverlap = 512</i>
8.10	1.B.1	<i>nfft = 2048, noverlap = 256</i>
Teste 9 - Aquisição com vídeo		
9.1	1.A.2	Contração longa
9.2	1.A.2	5 contrações curtas
9.3	2.A.2	Contração longa
9.4	2.A.2	5 contrações curtas
Teste 10 - Aquisição em descanso		
10.1	1.A.2	
10.2	2.A.2	

Tabela 4.2: Descrição dos testes de RPA (parte 2 de 2).

## 4.1 Modelo

O teste modelo consiste na execução do algoritmo de coerência para o segmento acima referido com os parâmetros definidos na tabela 4.3. Para além dos resultados da coerência, este teste consiste também na localização de algumas das fontes encontradas pelo algoritmo de coerência, utilizando o programa BESA®. Finalmente, foi executada a RPA com os parâmetros definidos na tabela 4.4.

### 4.1.1 Coerência

No teste de coerência é possível verificar que existem fontes cujos dipolos identificados estão diretamente sobre o córtex motor contralateral. Com este tipo de topologia são exemplo os mapas 4, 5, e 6 da figura 4.1. É também de referir os mapas 14, 15, 16, 17 e 18 que contêm fontes que se encontram sob o córtex motor ipsi e contralateral.

Teste 1			
freq min	12	freq max	18
EMG	mão esquerda	criterium	0.9
nfft	512	noverlap	256
ngraph	20	ncomps	9
lowpassfilter 1	5	lowpassfilter 2	7
highpassfilter 1	40	highpassfilter 2	42
nessays	100	ndelays	31
delaymax	200	nplotcoherence	30
npoints	3000	foverlap	25/300

Tabela 4.3: Parâmetros do algoritmo de coerência no teste modelo.

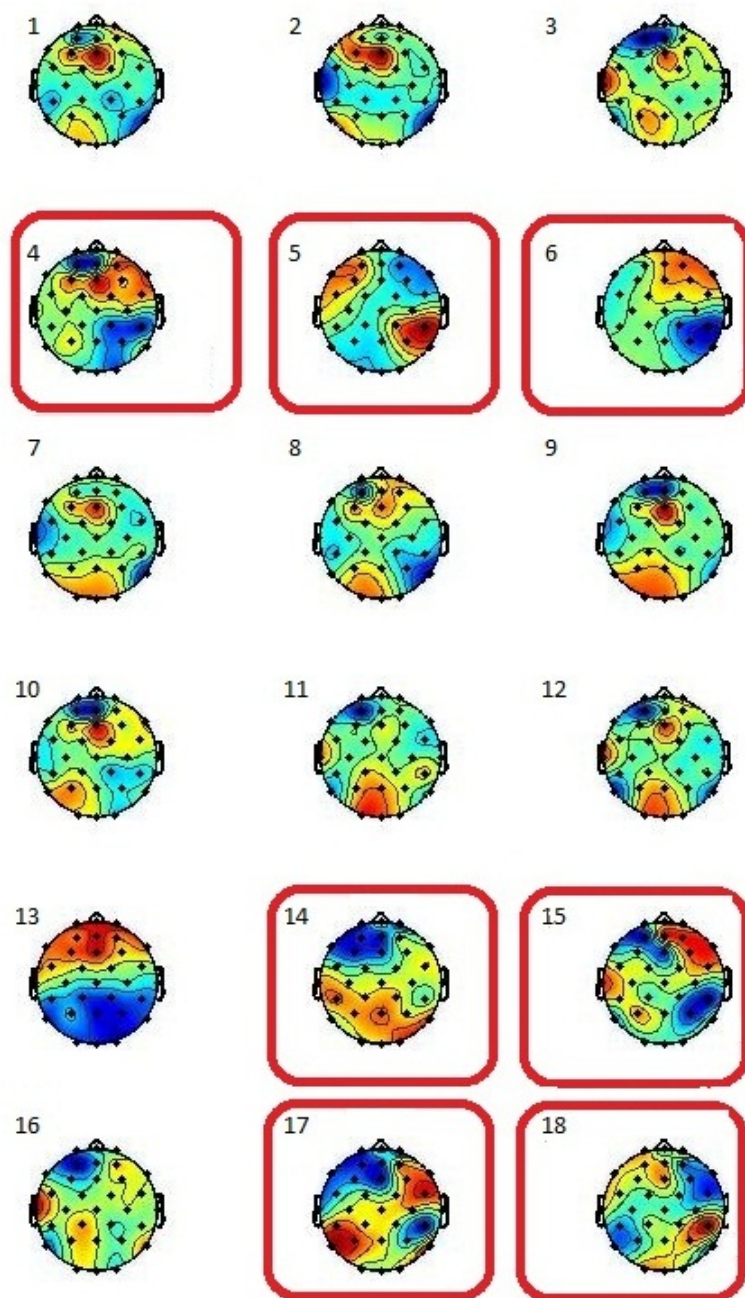


Figura 4.1: Mapas obtidos a partir do algoritmo de coerência, mapas 1 a 18, organizados por ordem decrescente de coerência, teste modelo.

#### 4.1.2 BESA®

De forma a validar os resultados encontrados com a coerência, foi efetuada a localização de duas fontes identificadas utilizando para tal o software BESA®. As duas fontes analisadas são as fontes 6 e 17 da figura 4.1, uma vez que foram as que melhor representavam o mapa da atividade esperado para uma fonte motora do lado contralateral e para

fontes simétricas motoras em ambos os hemisférios, respetivamente.

A figura 4.2, assim como a figura 4.4, mostram a interface gráfica do programa BESA® com as curvas de nível associadas às diferenças de potencial relativas aos sinais em análise. Em ambas as figuras, através da perspectiva *top*, é identificável uma possível fonte, que é de seguida confirmada por outra aplicação do programa, a de localização de fontes, e que localiza o dipolo associado à fonte 6 como próximo do hemisfério direito sob a zona do córtex motor (figura 4.3) e o dipolo associado à fonte 17 sob a zona do córtex motor esquerdo (figura 4.5).

As figuras 4.3 e 4.5 são relativas à resolução do problema inverso de localização. A secção esquerda das figuras indica a amplitude do sinal nos vários elétrodos. A secção direita indica a solução encontrada pelo programa na identificação de uma fonte relativa ao sinal introduzido. A secção central das figuras permite a manipulação dos parâmetros do programa e representa temporalmente o sinal elétrico correspondente à solução encontrada.

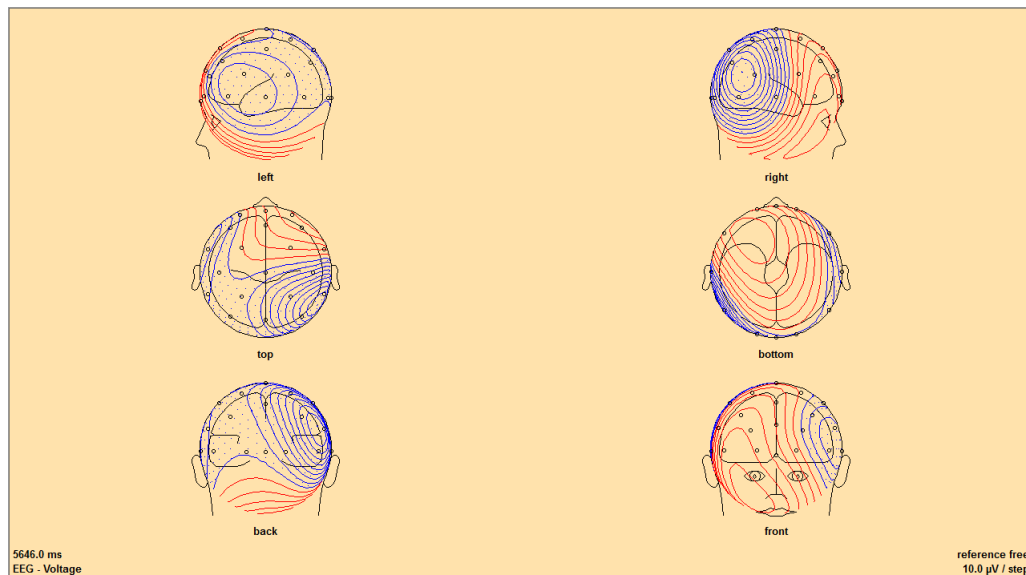


Figura 4.2: Mapas de diferença de potencial do mapa 6 da figura 4.1 em diferentes perspetivas, com o programa BESA, teste modelo.



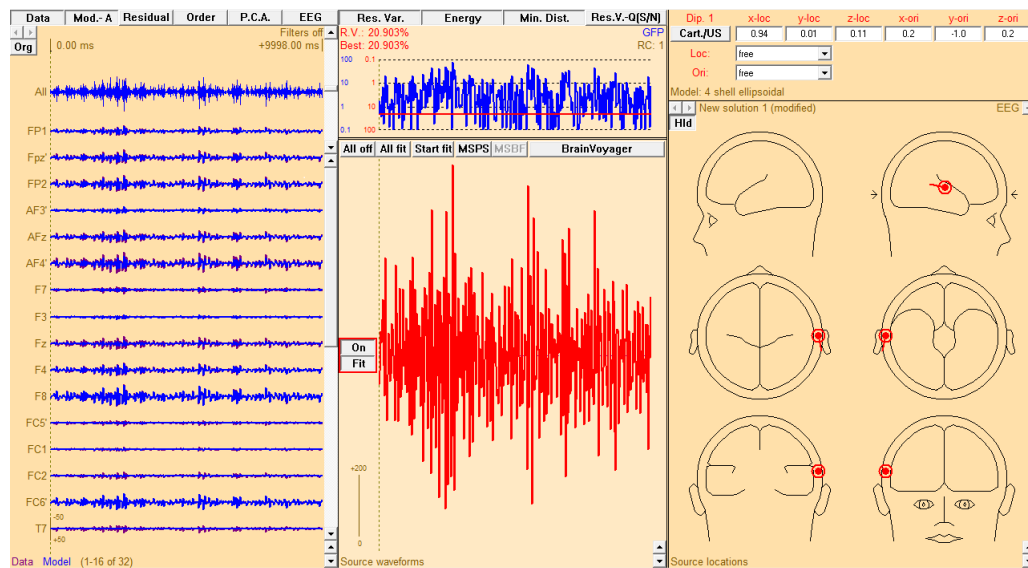


Figura 4.3: Localização da fonte do mapa 6 da figura 4.1 com o programa BESA, teste modelo.

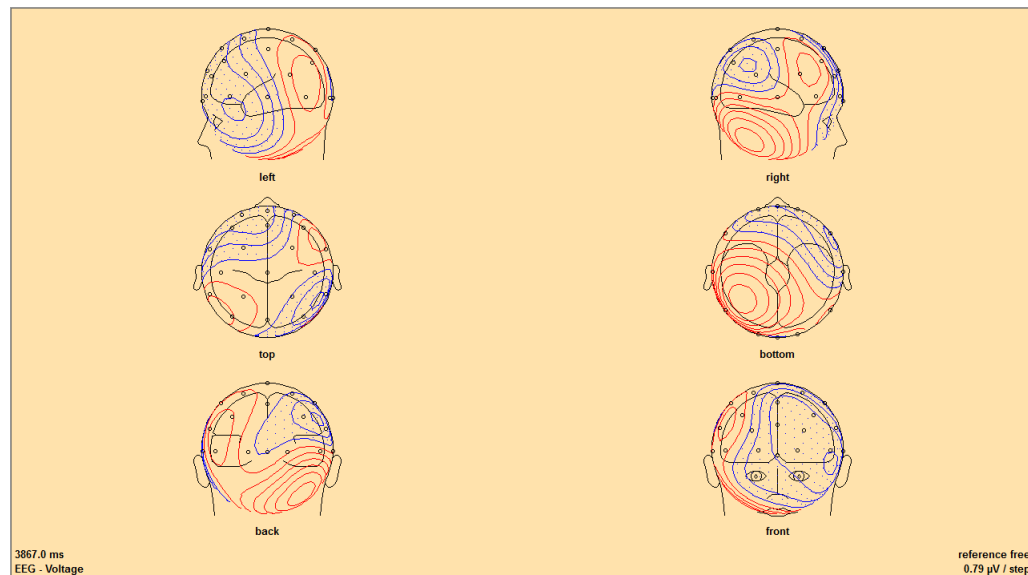


Figura 4.4: Mapas de diferença de potencial do mapa 17 da figura 4.1, em diferentes perspectivas, com o programa BESA, teste modelo.

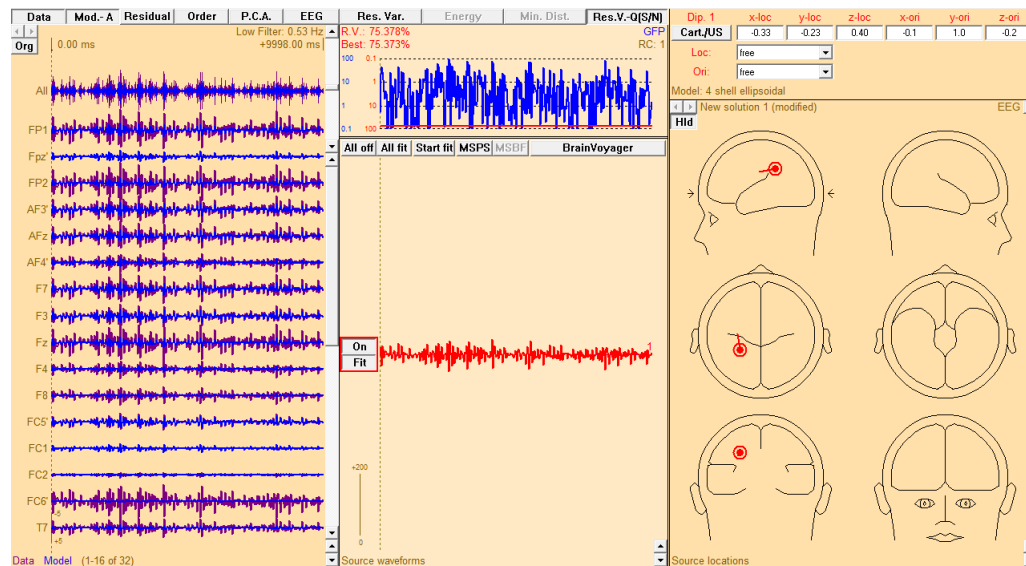


Figura 4.5: Localização da fonte do mapa 17 da figura 4.1 com o programa BESA, teste modelo.

### 4.1.3 Análise por fase de referência

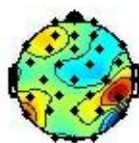
Neste teste com o algoritmo de RPA (ver secção 3.3.3), em que são analisadas fontes cerebrais em relação à fase do sinal de EMG, são apresentados quer alguns mapas simples obtidos em diferentes janelas temporais (figuras 4.6 e 4.7) quer um mapa final que corresponde a uma média do agregado de fontes (figura 4.8). Todos os testes de RPA, com exceção deste, apresentam apenas os mapas com o agregado das fontes. Os parâmetros estabelecidos para este teste encontram-se na tabela 4.4.

Nas figuras 4.6 e 4.7, os mapas são numerados de acordo com as janelas temporais a que correspondem. O parâmetro *nwindows*, neste caso definido como 40, designa o número de janelas temporais a processar e estas seguem uma sequência cronológica. Exemplificando, os mapas da figura 4.6(c) correspondem à solução encontrada para a janela temporal 32.

Na figura 4.6 é de salientar a primeira fonte dos mapas 17, 18, 20, 21 e a segunda dos mapas 22 já que a fonte correspondente pode ser considerada como sendo sempre a mesma. É também de salientar que esta se encontra diretamente sobre o córtex motor direito, ou seja, contralateral. Na figura 4.7 todas as fontes apresentadas representam o mesmo local, que está em conformidade com as fontes indicadas na figura anterior. Os resultados apresentados nestas figuras podem ser interpretados como os sinais que mais se identificam em termos de referência de fase com o EMG da mão esquerda em diversos momentos da aquisição. No mapa final (figura 4.8) do teste 1.1 é de referir os valores elevados de PLF das três primeiras fontes e a sua localização que está em conformidade com os resultados obtidos a partir do teste de coerência e da análise através do BESA®. Os mapas 1, 2 e 4 revelam um dipolo no hemisfério contralateral, na zona correspondente ao córtex motor, enquanto que a fonte 3 apresenta dois dipolos, um em cada hemisfério, e a fonte 5 um dipolo no hemisfério ipsilateral, sempre localizados sob a zona do córtex motor.

Teste 1.1			
freq min	14	freq max	16
EMG	mão esquerda	nwindows	40
nfft	512	ncomps	4
noverlap	256	ngraph	20
window length	500	window overlap	50
filter type	butter	filter order	4
criterium 1	0.9	criterium 2	0.7
nessays	20		

Tabela 4.4: Parâmetros de RPA do teste 1.1.



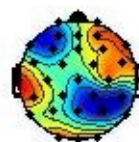
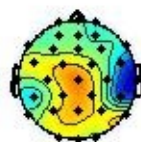
(a) mapas 17



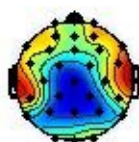
(b) mapas 18



(c) mapa 20

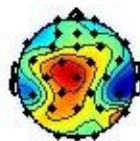


(d) mapas 21



(e) mapas 22

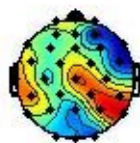
Figura 4.6: Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA para diferentes janelas temporais, 1 de 2, teste 1.1.



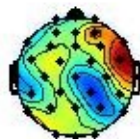
(f) mapas 24



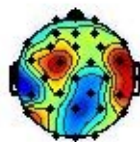
(g) mapa 25



(h) mapas 32



(i) mapa 35



(j) mapa 37

Figura 4.7: Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA para diferentes janelas temporais, 2 de 2, teste 1.1.

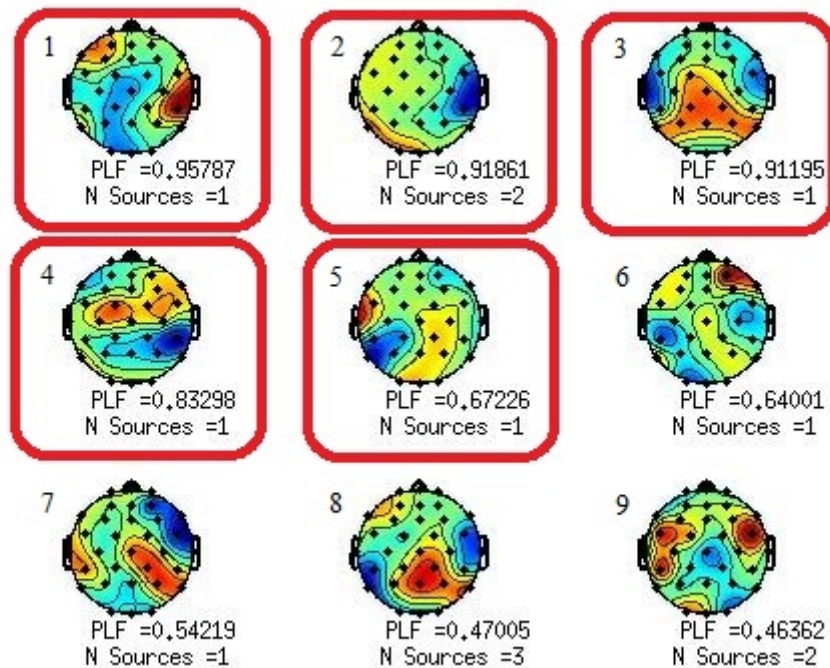


Figura 4.8: Mapas finais obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 1.1. Encontram-se assinalados os mapas que parecem corresponder a fontes que se encontram no córtex motor primário. E, em cada um dos mapas, tem-se apresentado o PLF de cada um deles e o número de fontes usado para o construir. (Esta informação é referente a todas as figuras relativas à RPA.)

## 4.2 Alteração de eletromiograma

De forma a aferir o melhor local de aquisição do EMG, foram executados três testes para comparar com o teste modelo.

O primeiro teste (figura 4.9), consiste na RPA com parâmetros semelhantes aos do teste modelo (tabela 4.4), com a diferença de neste caso o EMG utilizado ser o do braço esquerdo. Os resultados referentes a este teste revelam dipolos com interesse, localizados sob o córtex motor, bilateral e ipsilateralmente, nos mapas 1 e 2, respetivamente. O resto dos mapas não foi tido em conta porque, embora apresentem dipolos nas áreas esperadas, o valor de PLF é, em todos os mapas, demasiados baixo.

O segundo teste (figura 4.10), consiste na RPA de um intervalo de tempo da aquisição 1.B.1 (ver tabela 3.1) onde a coerência entre o sinal de EMG e o sinal de EEG é máxima. O sinal de EMG utilizado foi o da mão direita. Neste teste é sobretudo visível dipolos localizados em ambos os hemisférios.

O terceiro teste (figura 4.11) é, em tudo, semelhante ao segundo teste, exceto no EMG utilizado, que, neste caso, é o EMG do braço direito. Neste teste, nenhum mapa é de particular interesse já que apresentam distribuições anormais dos dipolos.

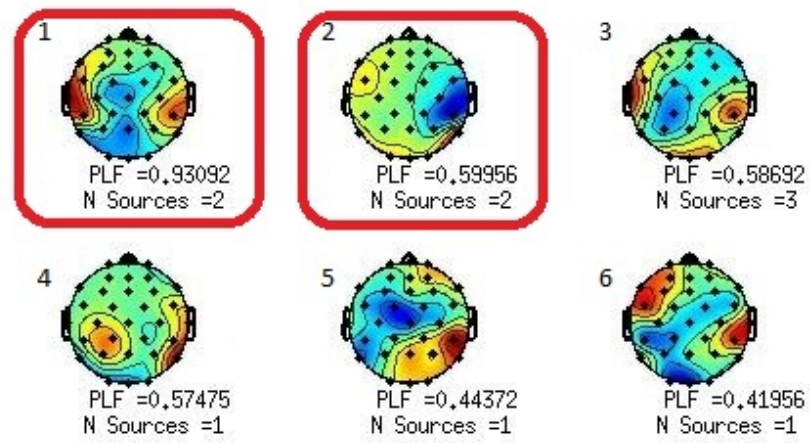


Figura 4.9: Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 2.1.

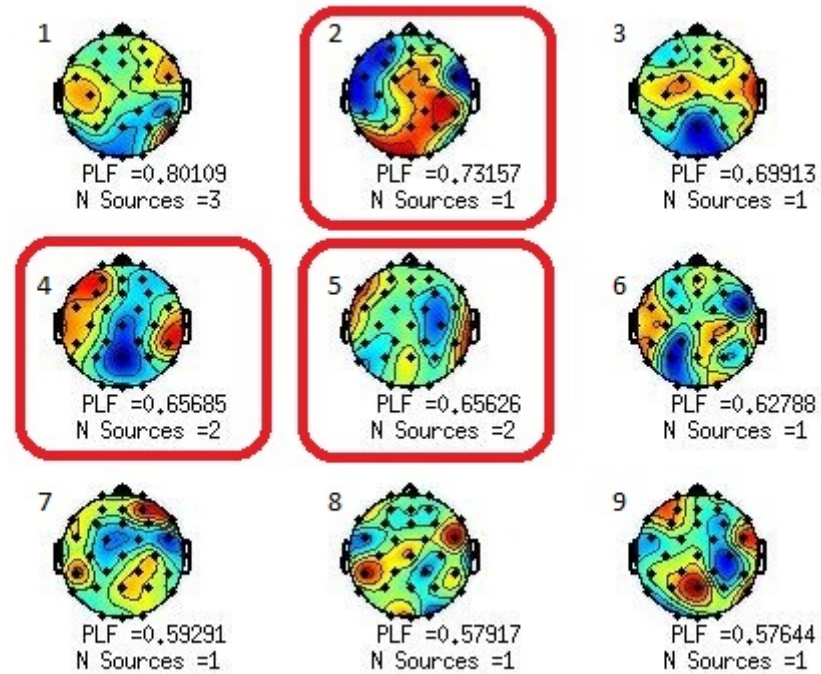


Figura 4.10: Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 2.2.



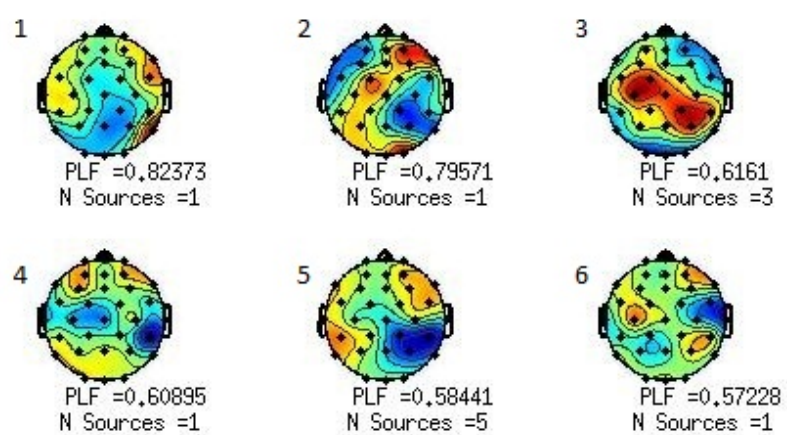


Figura 4.11: Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 2.3.



### 4.3 Alteração de sujeito

Nesta secção, são apresentados resultados de testes iguais aos presentes em 4.1 e 4.2 mas para o sujeito 2. Foi utilizado o algoritmo de coerência (figura 4.12) e a localização de fontes através do programa BESA®(figuras 4.13, 4.14, 4.15 e 4.16) para o teste 3.1 e a RPA para ambos os testes 3.1 e 3.2 (figuras 4.17 e 4.18). Apenas foram contemplados para esta secção os testes com a utilização do EMG da mão.

#### 4.3.1 Coerência

Nos mapas de coerência, utilizando o EMG do mão esquerda, é possível verificar que são identificadas fontes nos locais expectáveis, no entanto com predominância da secção ipsilateral, mapas 3 e 4, sob a secção contralateral do córtex motor. Embora o mapa 6 possa representar um dipolo no hemisfério contralateral, este não foi considerado de interesse por conter algum ruído quer na secção mais posterior do cérebro, quer na zona anterior do hemisfério ipsilateral.

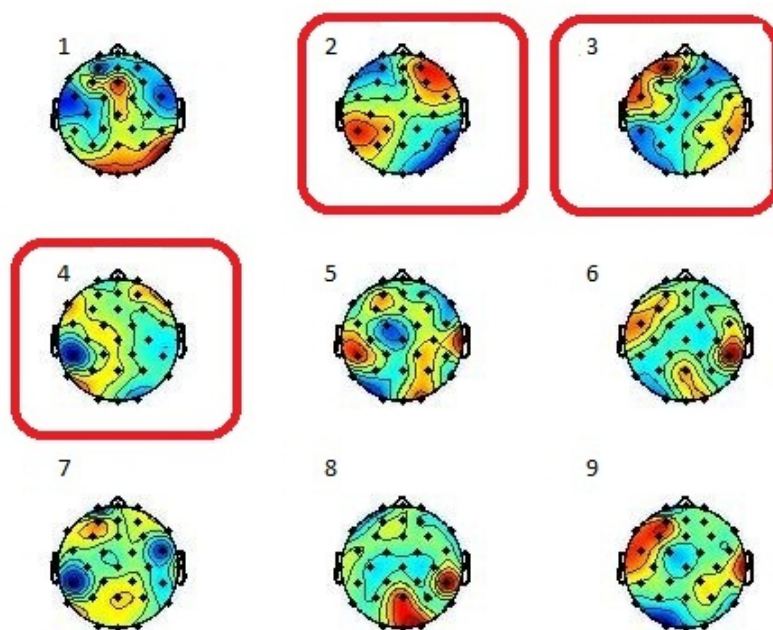


Figura 4.12: Mapas obtidos a partir do algoritmo de coerência, mapas 1 a 9, organizados por ordem decrescente de coerência - teste 3 - alteração de sujeito.

#### 4.3.2 BESA®

De forma a poder fazer uma confirmação análoga à efetuada no teste modelo (secção 4.1.2), foram estudadas duas fontes obtidas pelo algoritmo de coerência através do

algoritmo de localização de fontes do software BESA®. As duas fontes analisadas são as fontes 2 e 4 da figura 4.12.

Através dos resultados obtidos nas figuras 4.13 e 4.15 é possível verificar que a existência de duas fontes independentes em cada situação é uma hipótese viável. Para o mapa 2, foi feita a tentativa de identificar dois dipolos com o intuito de demonstrar os problemas adjacentes à identificação de mais do que um dipolo pelo software BESA®. A dificuldade de se identificar duas fontes em locais distintos do cérebro deve-se em grande parte ao facto de o conjunto de equações a resolver pelo programa ser mais complexo do que apenas para uma fonte. O mapa 4 foi analisado com o intuito de identificar apenas um dipolo, que se encontrou sob o córtex motor do hemisfério esquerdo.

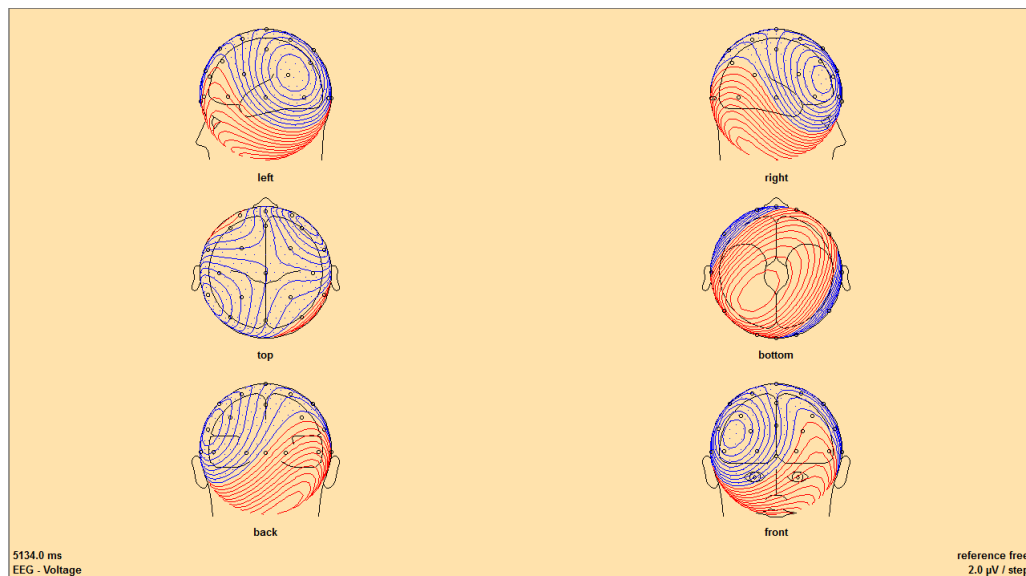


Figura 4.13: Mapas de diferença de potencial do mapa 2 da figura 4.12, em diferentes perspetivas, com o programa BESA, teste 3 - Alteração de sujeito.

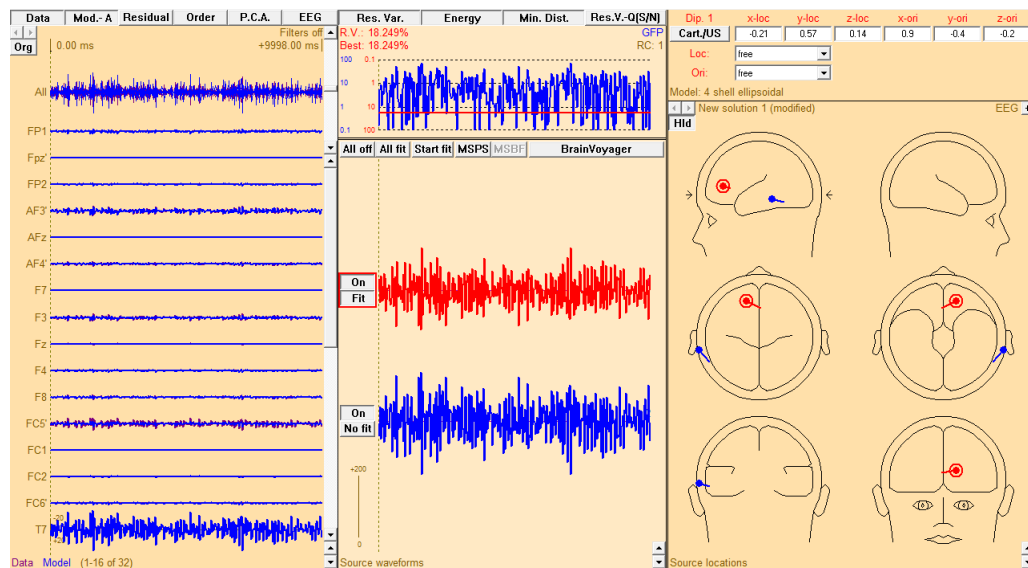


Figura 4.14: Localização da fonte do mapa 2 da figura 4.12 com o programa BESA, teste 3 - Alteração de sujeito.

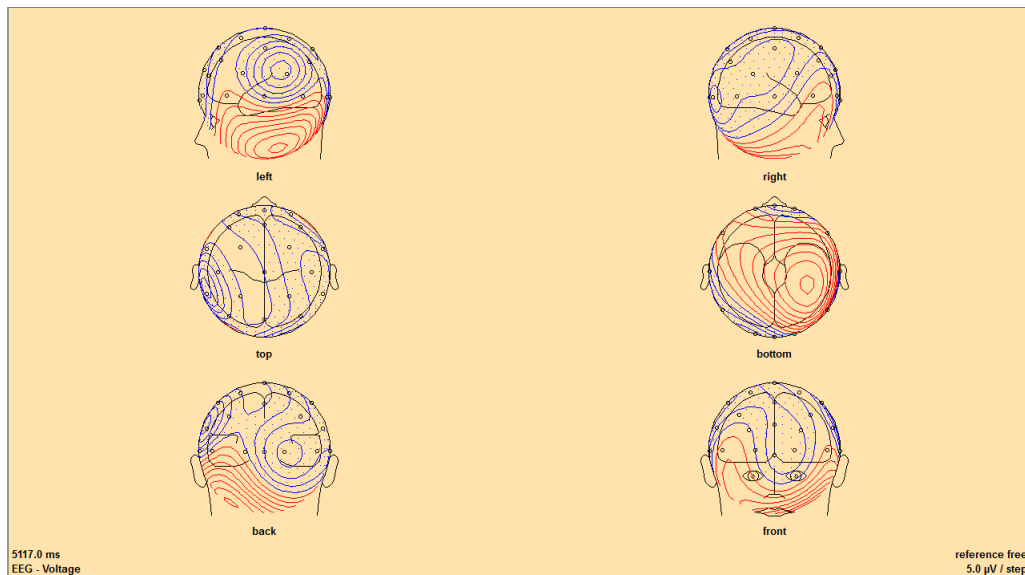


Figura 4.15: Mapas de diferença de potencial do mapa 4 da figura 4.12, em diferentes perspectivas, com o programa BESA, teste 3 - Alteração de sujeito.

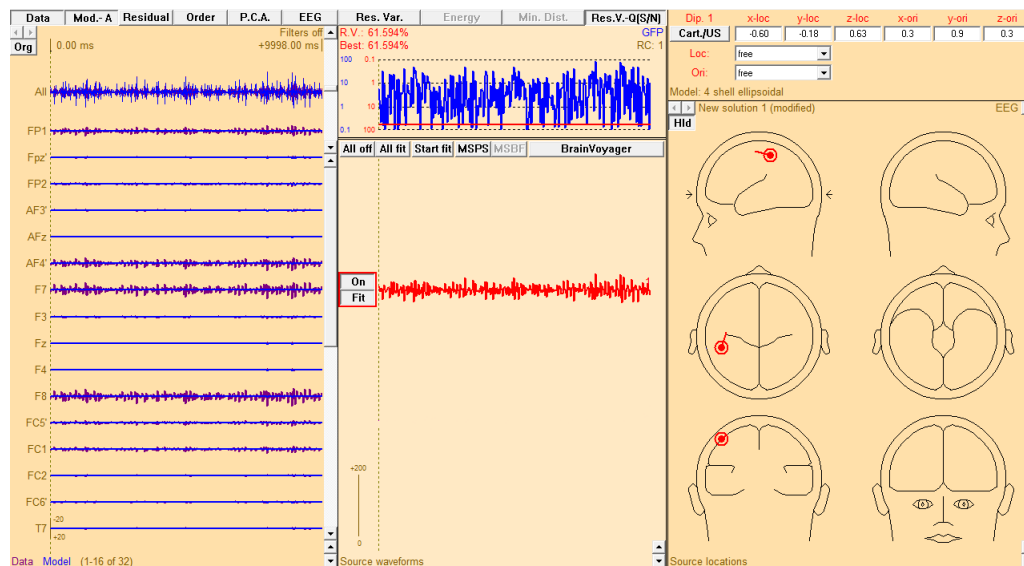


Figura 4.16: Localização da fonte do mapa 4 da figura 4.12 com o programa BESA, teste 3 - Alteração de sujeito.

### 4.3.3 Análise por fase de referência

A RPA nesta secção (figuras 4.17 e 4.18) é em tudo igual às análises do teste modelo para os eletromiogramas das mãos, apenas com a alteração de sujeito, do sujeito 1 para o sujeito 2. Na figura 4.17, correspondente ao teste 3.1, é de salientar que a maioria dos mapas possibilitam a identificação de dipolos em diversas áreas do cérebro, de forma aparentemente aleatória. Os mapas 4 e 5 foram os selecionados deste teste já que ambos apresentam dipolos na zona do córtex motor, no hemisfério contralateral. A aleatoriedade na localização das fontes é transponível para os resultados do teste 3.2, apresentados na figura 4.18, onde apenas foi escolhido o mapa 1, indicador de um dipolo no hemisfério ipsilateral.

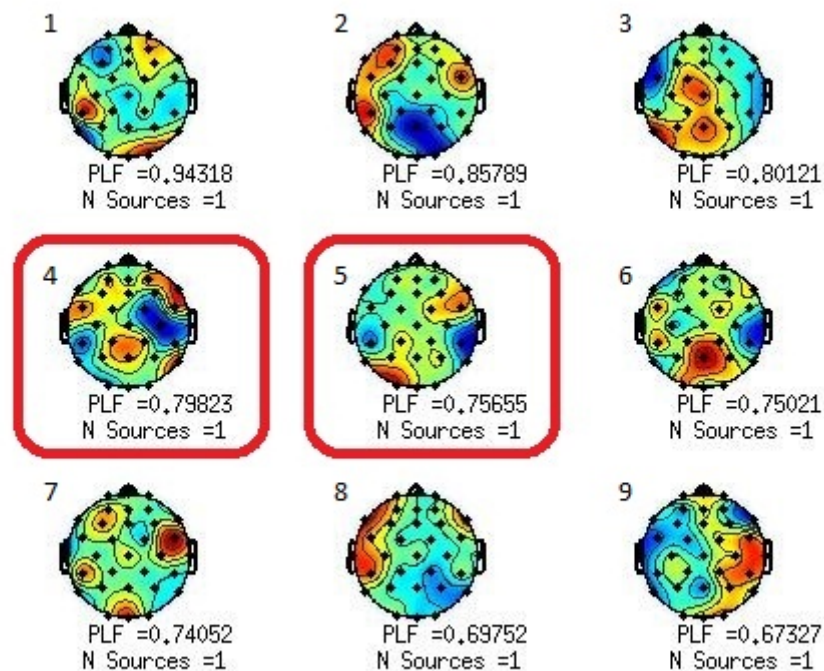


Figura 4.17: Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 3.1.

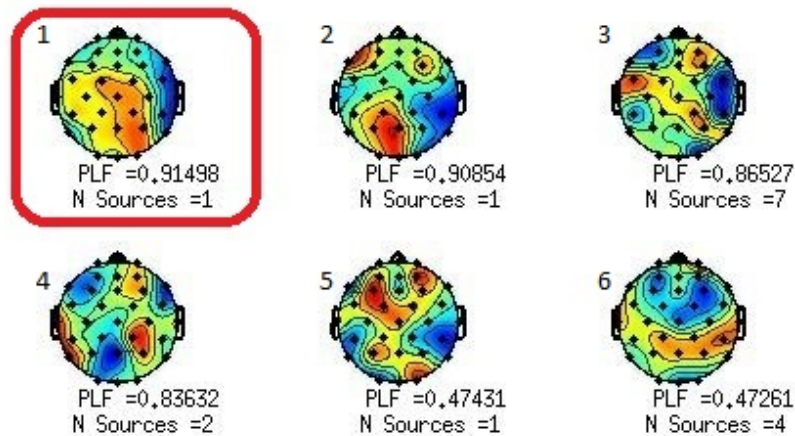


Figura 4.18: Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 3.2.

#### 4.4 Alteração do protocolo de aquisição

De forma a estudar os efeitos da utilização de diferentes protocolos foram feitos testes (figuras 4.19-4.23) iguais aos do teste modelo (secção 4.1) mas para aquisições com olhos fechados (sujeitos 1 e 2), com ritmo diferente e molas diferentes (sujeito 2). Nestes 5 testes com protocolos diferentes, é de distinguir o mapa 1 da figura 4.19 e os mapas 1 e 2 da figura 4.22, onde é possível ver a bilateralidade da fonte, e o mapa 1 da figura 4.23, que apresenta um dipolo completo no hemisfério contralateral e um dipolo pouco visível no hemisfério ipsilateral.

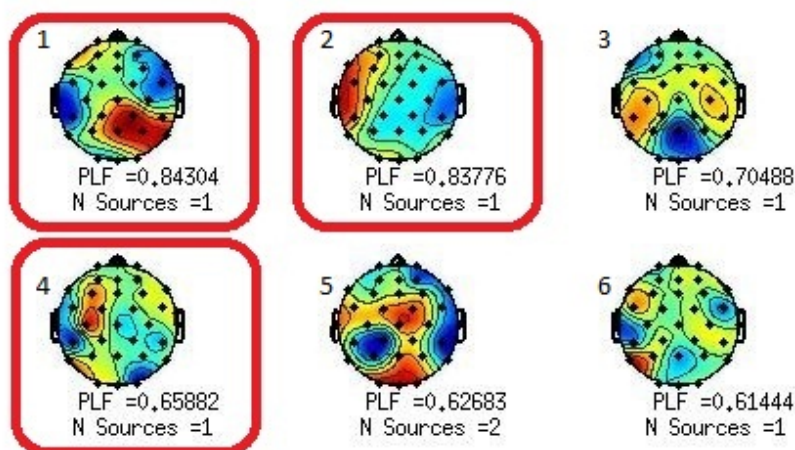


Figura 4.19: Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 4.1.

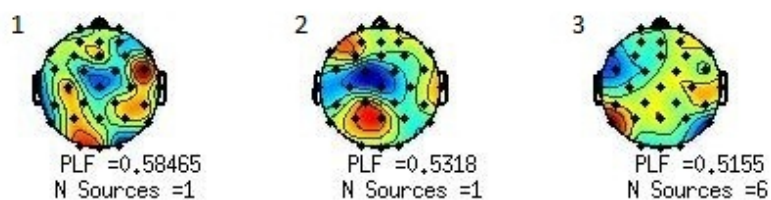


Figura 4.20: Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 4.2.

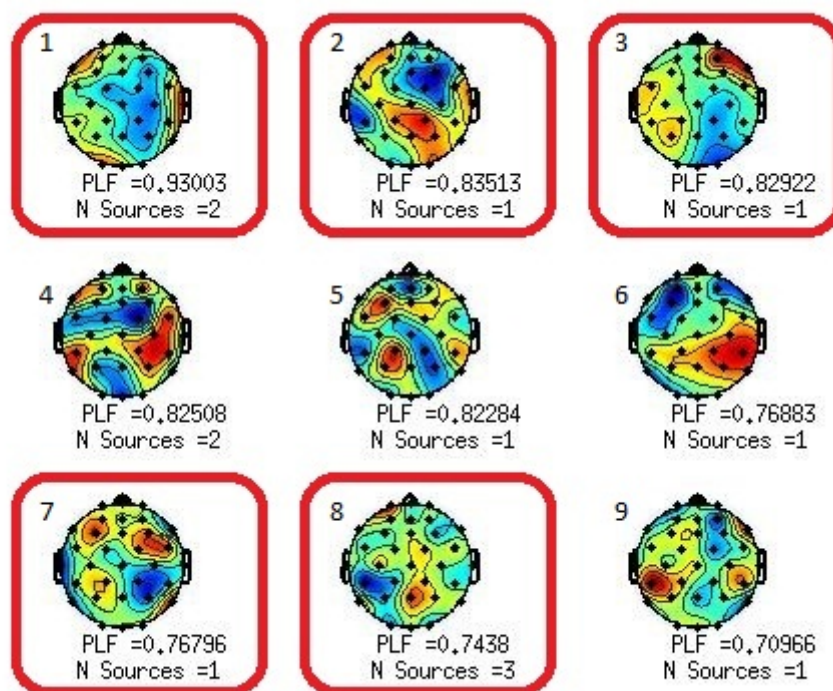


Figura 4.21: Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 4.3.



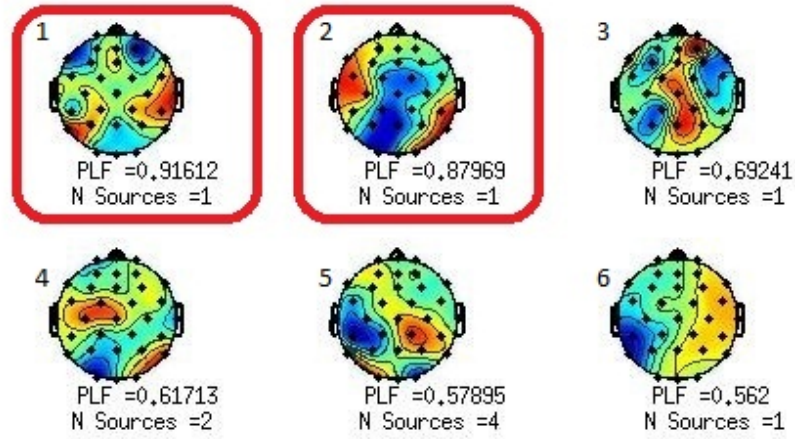


Figura 4.22: Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 4.4.

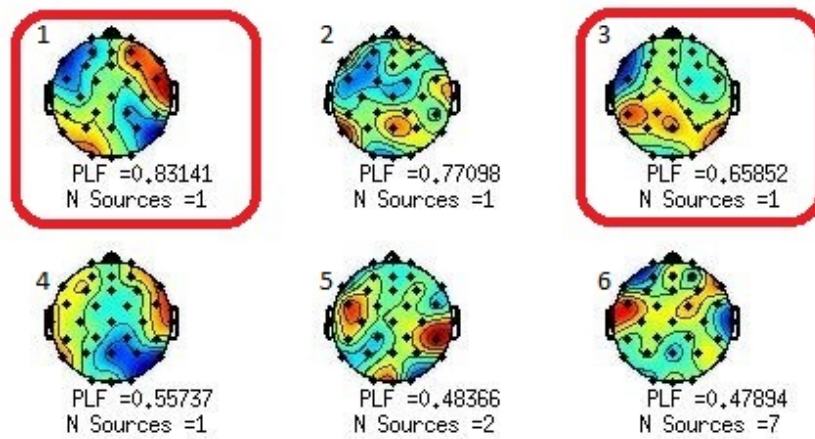


Figura 4.23: Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 4.5.



## 4.5 Alteração de banda de frequência

Com o intuito de averiguar qual a banda de frequências mais eficaz na identificação de sincronias foram feitos testes (figuras 4.24-4.29) com o mesmo segmento de aquisição e os mesmos parâmetros da tabela 4.4, apenas com os parâmetros *freq min* e *freq max* diferentes. As bandas de frequência de cada teste encontram-se disponíveis na tabela 4.5.

Testes 5		
Teste	freq min	freq max
5.1	8	10
5.2	10	12
5.3	12	14
5.4	13	15
5.5	15	17
5.6	17	19

Tabela 4.5: Parâmetros de RPA dos testes 5.

Das alterações de banda de frequência é de referir que, inesperadamente, o teste 5.1 (figura 4.24), com banda de frequência de 8 Hz a 10 Hz, revelou resultados bastante superiores ao esperado e dos quais se destacam os mapas 2 e 6, referentes a um dipolo no córtex motor do hemisfério contralateral e ipsilateral, respetivamente. É também de salientar os resultados do teste 5.5 (figura 4.28), com banda de frequência de 15 Hz a 17 Hz, com dipolos quer no hemisfério ipsilateral, mapas 1 e 3, quer no hemisfério contralateral, exemplificado no mapa 5.

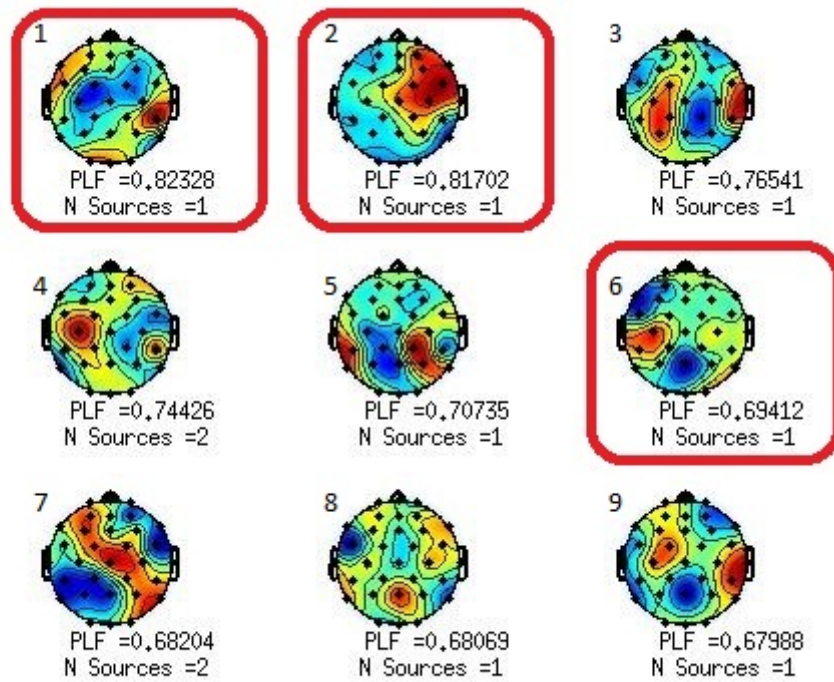


Figura 4.24: Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 5.1.

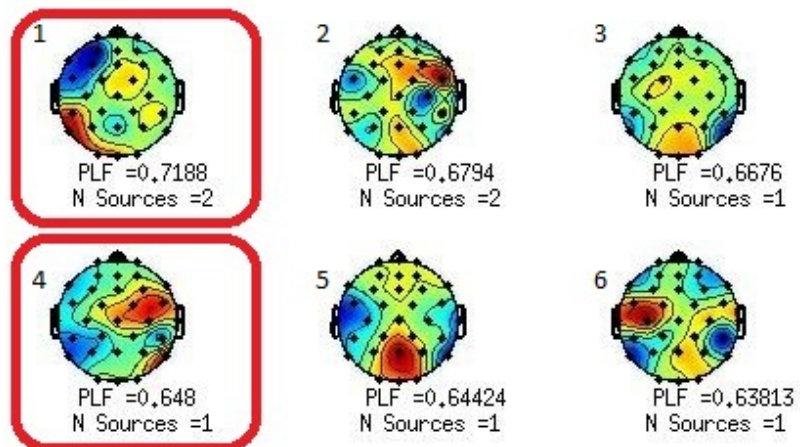


Figura 4.25: Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 5.2.

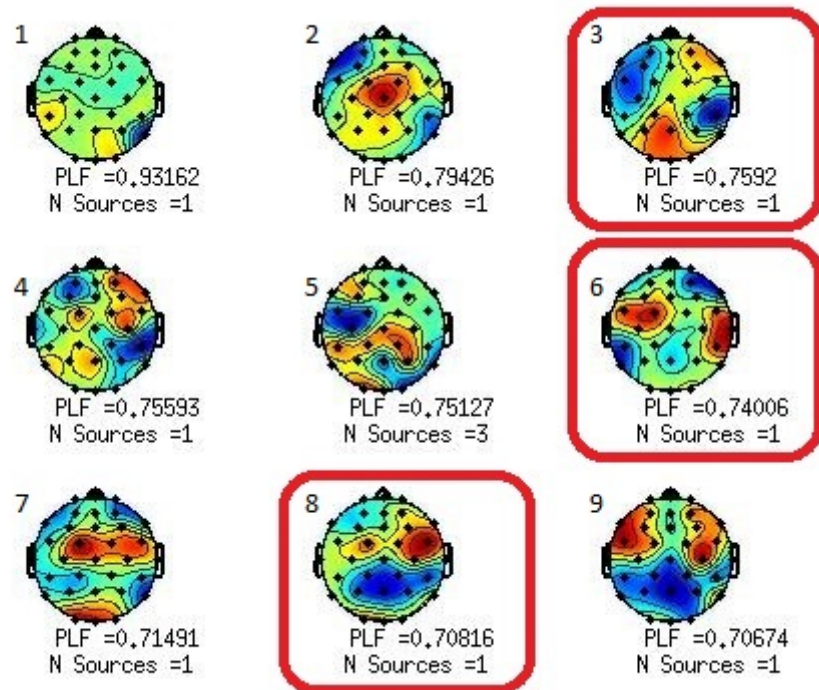


Figura 4.26: Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 5.3.

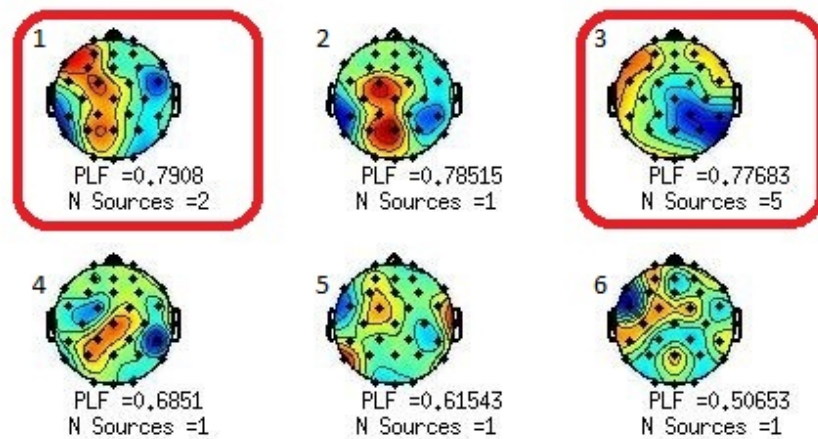


Figura 4.27: Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 5.4.

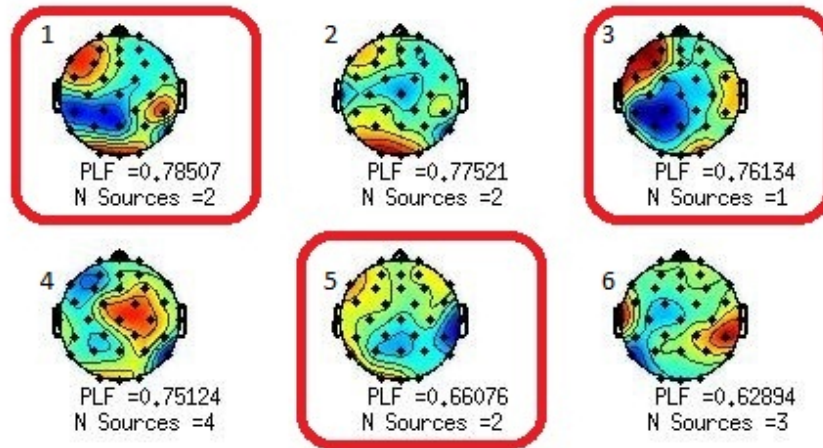


Figura 4.28: Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 5.5.

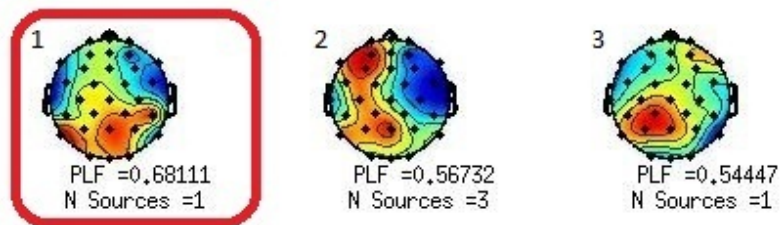


Figura 4.29: Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 5.6.

## 4.6 Alteração da janela da RPA

Nesta secção são apresentados resultados para testes com parâmetros idênticos à RPA do teste 1.1 (tabela 4.4) apenas com variações no parâmetro *window length*, parâmetro que estipula o número de pontos da janela de RPA. O teste 6.1 (figura 4.30) tem um *window length* de 300 e o teste 6.2 (figura 4.31) tem um *window length* de 700. Nos resultados do teste 6.1 é possível verificar que 4 dos 9 mapas contêm fontes de interesse, já que os dipolos que indicam revelam-se com origem no córtex motor, quer bilateralmente, no caso dos mapas 1 e 9, quer contralateralmente, no caso do mapa 3. Já no teste 6.2 (figura 4.31) é de referir o mapa 1 que contém, embora possivelmente demasiado posterior, um dipolo no hemisfério contralateral bem definido.

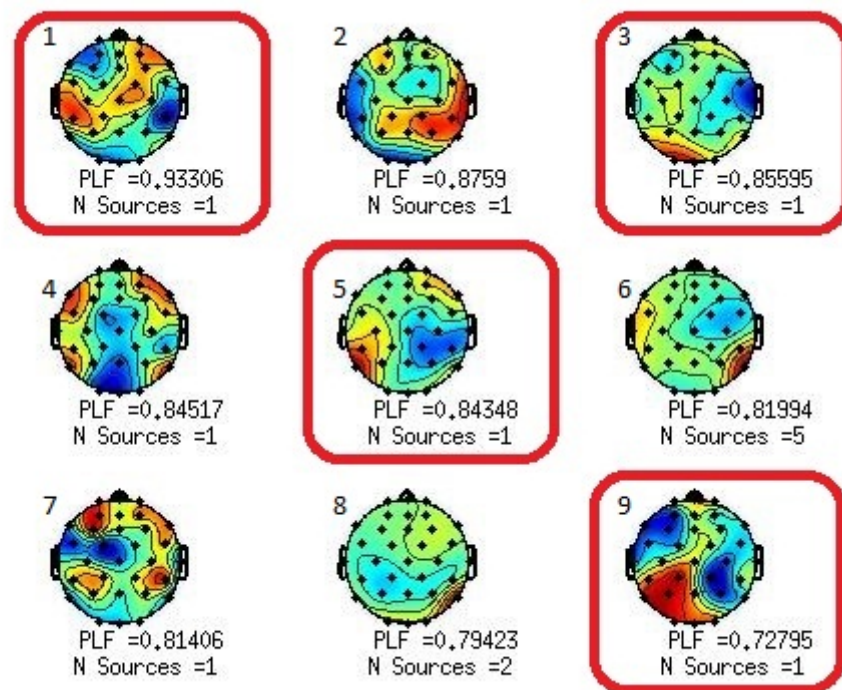


Figura 4.30: Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 6.1.

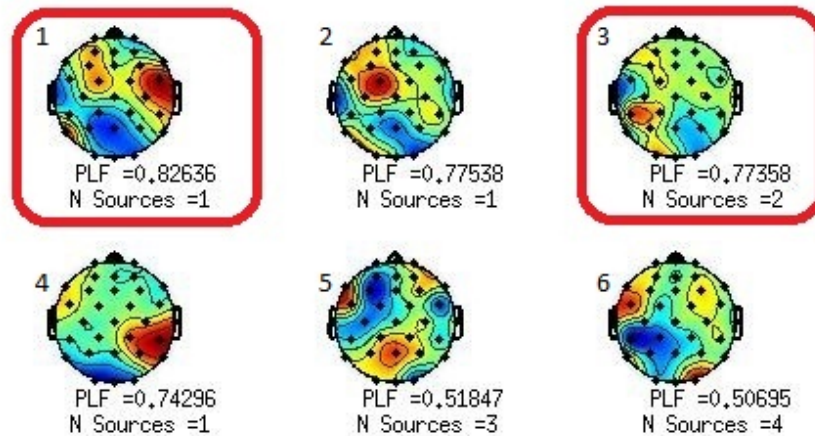


Figura 4.31: Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 6.2.

#### 4.7 Aquisição com ambas as mãos em simultâneo

Para poder analisar os resultados de uma aquisição com ambas as mãos em simultâneo, foi corrido o algoritmo de RPA para o segmento de aquisição 2.B.3 (tabela 3.2) com a utilização do EMG da mão esquerda (figura 4.32) e da mão direita (figura 4.33) como fase de referência. Embora os mapas com resultados de interesse neste testes sejam poucos, é necessário referir os mapas 2, da figura 4.32, e 1, da figura 4.33, que revelam dois dipolos, distribuídos pelos dois hemisférios cerebrais de forma quase simétrica, corroborando o intuito do teste de analisar a sincronia entre os dois membros e destes com o córtex motor.



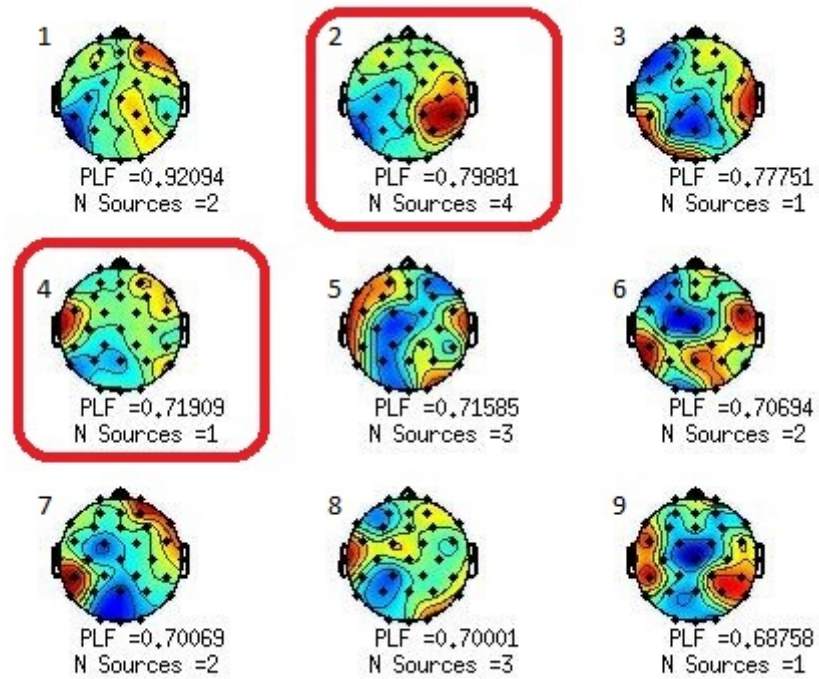


Figura 4.32: Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 7.1.

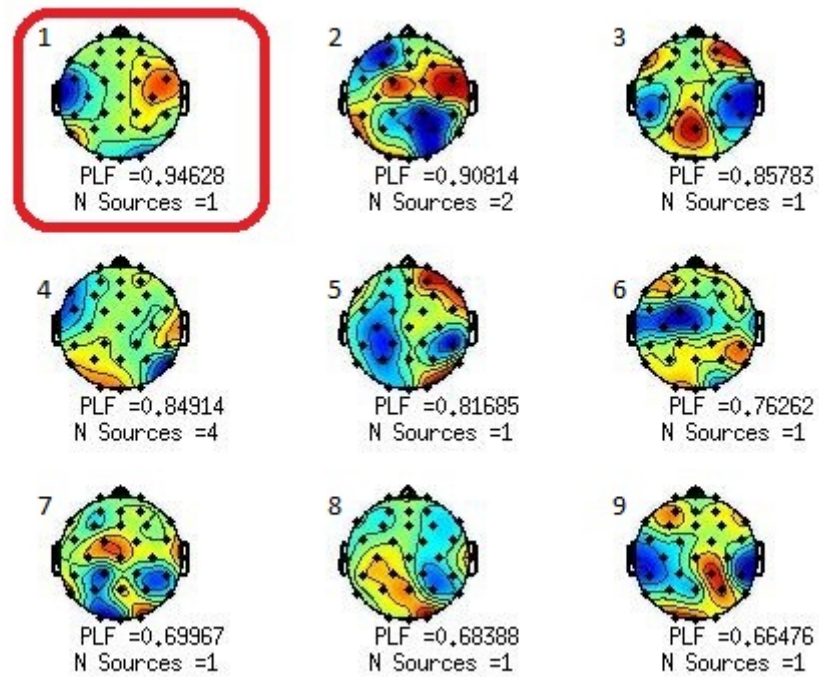


Figura 4.33: Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 7.2.

## 4.8 Alteração de outros parâmetros no algoritmo de RPA

Para além dos testes acima referidos foram ainda testadas algumas alterações nos parâmetros *criterium 2* (figuras 4.34-4.36), *ncomps* (figuras 4.37-4.39), *nfft* e *noverlap* (figuras 4.40 a 4.43). Fazendo uma pequena revisão, o parâmetro *criterium 2* regula o critério para o agrupamento de fontes de todas as janelas e o parâmetro *ncomps* indica o número de componentes a reter para construção dos mapas. Os parâmetros *nfft* e *noverlap* indicam o número de pontos da janela para análise FFT e o número de pontos que correspondem ao passo temporal entre duas janelas temporais consecutivas, respetivamente.

Os testes 8.1 a 8.3 foram feitos com o segmento de aquisição 1.C.2 ao passo que os restantes testes, 8.4 a 8.10, tiveram o segmento de aquisição 1.B.1 como base e, por conseguinte, foi utilizado o EMG da mão direita. Os testes 8.1 a 8.6 contêm resultados com um cariz demasiado ruidoso para que sejam extraídos quaisquer dipolos, exceção feita ao mapa 1 do teste 8.6. Nos testes que dizem respeito aos parâmetros *nfft* e *noverlap*, de 8.7 a 8.10, é de referir que os dipolos dos mapas que foram considerados de interesse têm todos bilateralidade.

Testes 8		
Teste	criterium 2	
8.1	0.7	
8.2	0.8	
8.3	0.9	
Teste	ncomps	
8.4	2	
8.5	6	
8.6	8	
Teste	nfft	noverlap
8.7	1024	256
8.8	1024	512
8.9	512	512
8.10	2048	256

Tabela 4.6: Parâmetros de RPA dos testes 8.

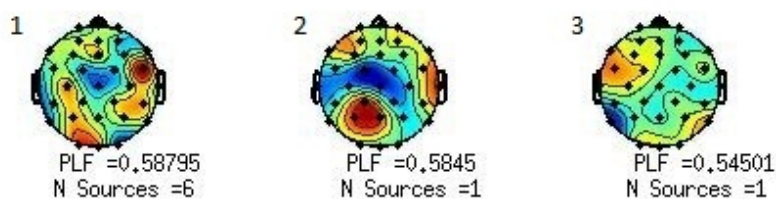


Figura 4.34: Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 8.1.



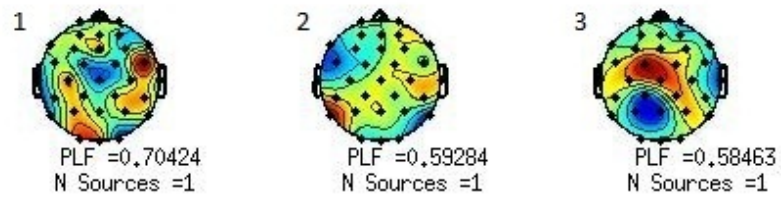


Figura 4.35: Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 8.2.

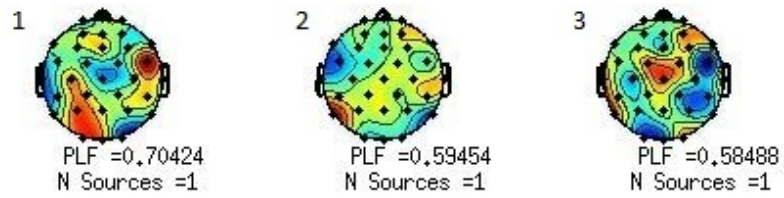


Figura 4.36: Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 8.3.

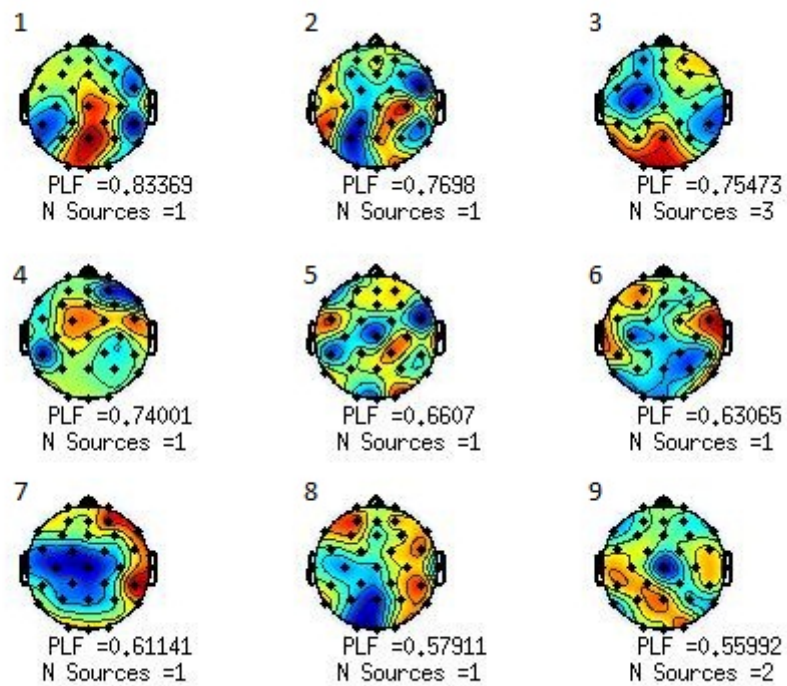


Figura 4.37: Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 8.4.

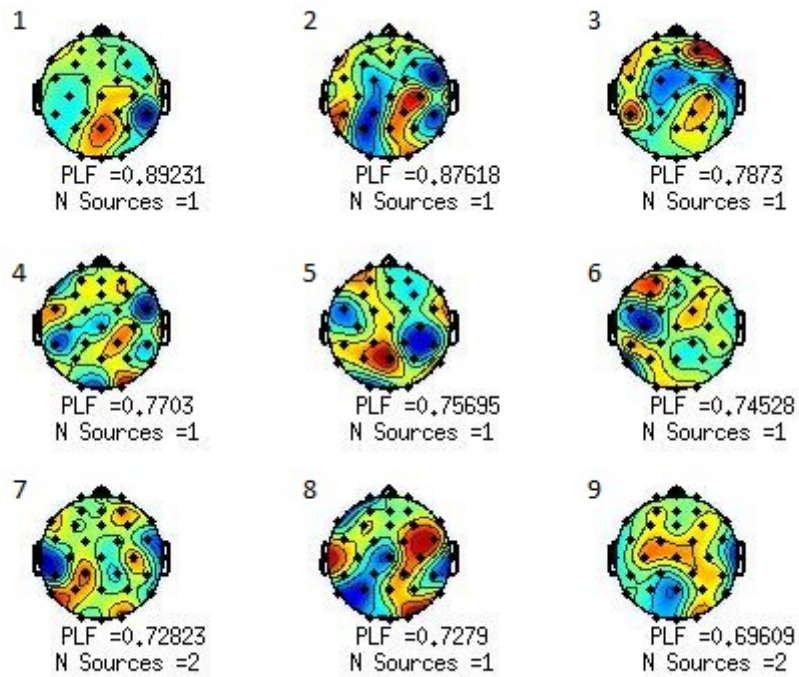


Figura 4.38: Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 8.5.

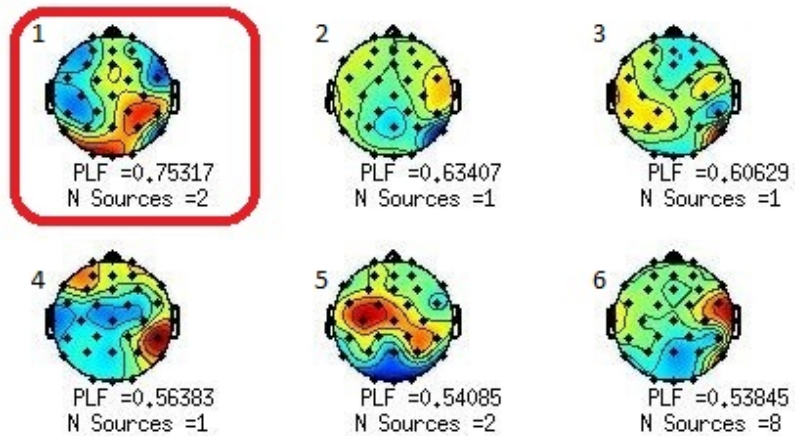


Figura 4.39: Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 8.6.

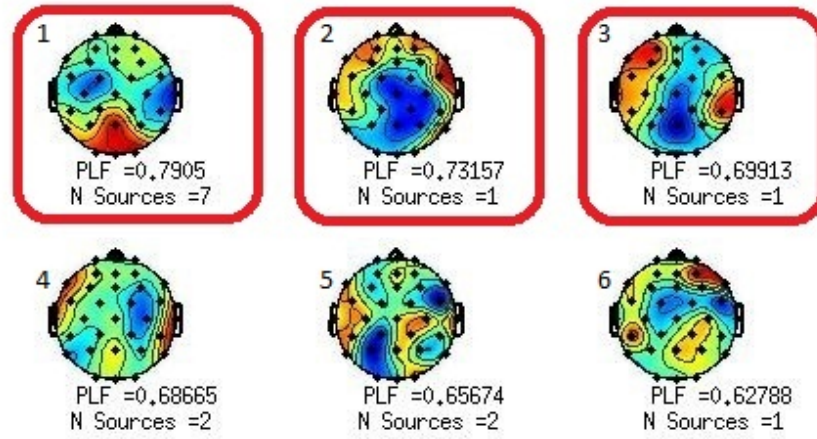


Figura 4.40: Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 8.7.

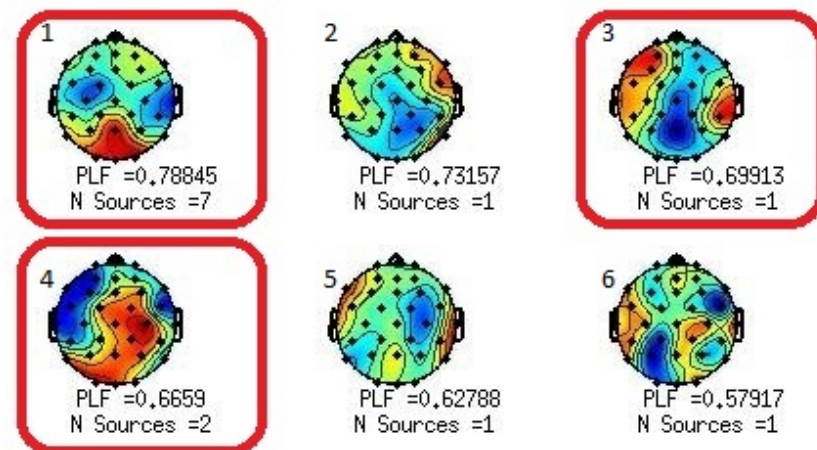


Figura 4.41: Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 8.8.

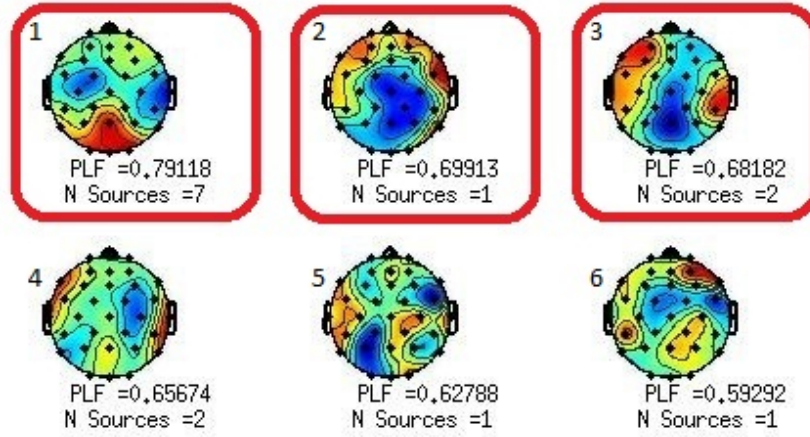


Figura 4.42: Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 8.9.

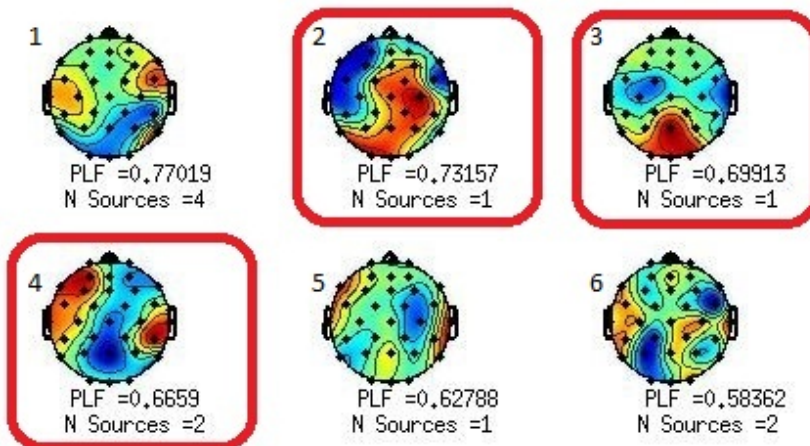


Figura 4.43: Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 8.10.

## 4.9 Aquisição com vídeo

De forma a estudar o efeito de tarefas diferentes foi corrido o algoritmo de RPA em secções diferentes das aquisições com vídeo. Para cada sujeito é apresentado um teste de RPA para uma contração longa (figura 4.44 para o sujeito 1 e figura 4.46 para o sujeito 2) e um para 5 contrações curtas (figura 4.45 para o sujeito 1 e figura 4.47 para o sujeito 2). Os resultados de interesse nesta secção pertencem todos ao sujeito 1 e correspondem sempre a mapas com bilateralidade das fontes. Os resultados do sujeito 2 revelam vários dipolos com uma disposição quase aleatória, o que leva a crer que poderão não corresponder a fenómenos de sincronia entre o sinal de EMG e o sinal de EEG do córtex motor.

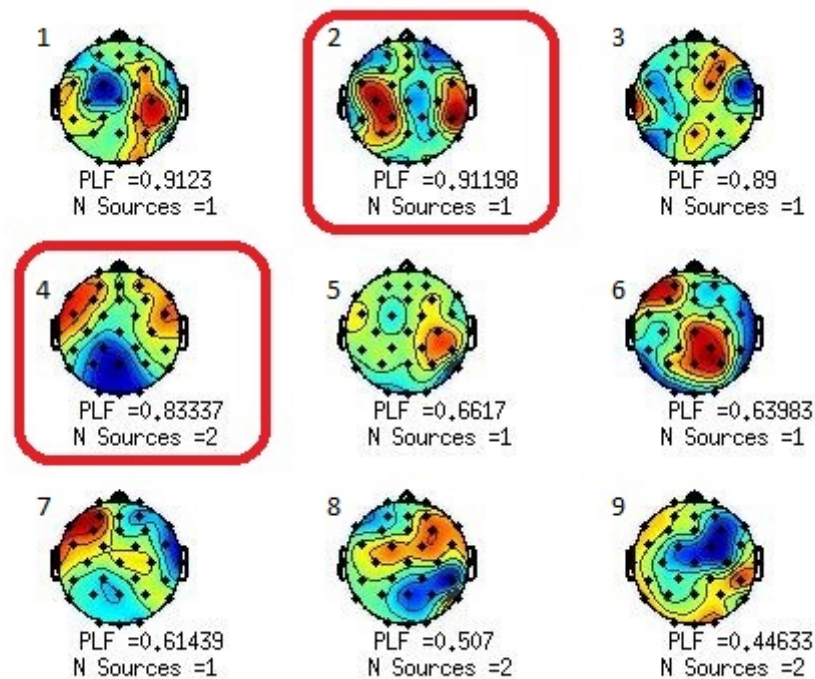


Figura 4.44: Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 9.1.



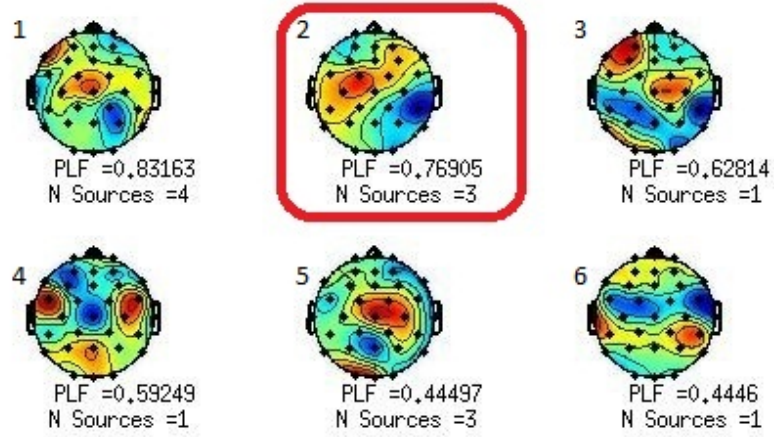


Figura 4.45: Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 9.2.

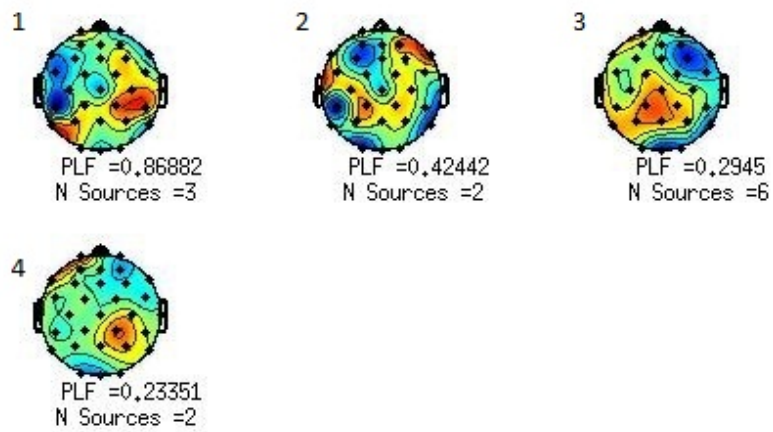


Figura 4.46: Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 9.3.

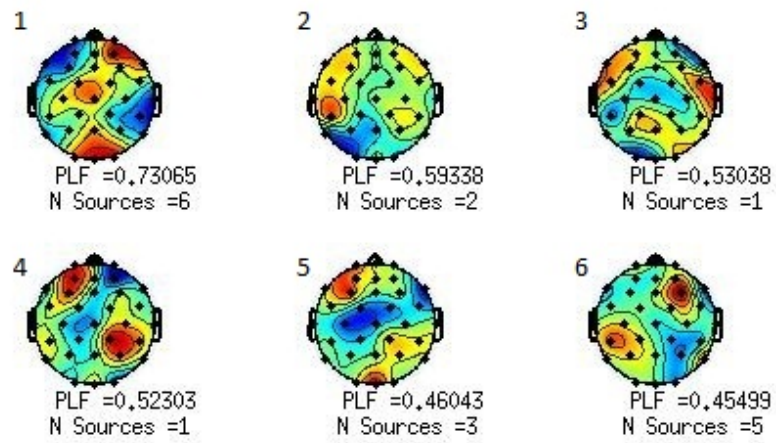


Figura 4.47: Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 9.4.

## 4.10 Aquisição em descanso

Para concluir os testes foi estabelecido um teste controlo. Nele, figuram testes de RPA para momentos sem qualquer tipo de ação motora durante a aquisição com vídeo, ou seja, momentos de descontração. É apresentado nesta secção um conjunto de soluções para o sujeito 1 (figura 4.48) e um para o sujeito 2 (figura 4.49). Muito embora para o sujeito 2 não seja possível retirar resultados de interesse deste exercício, o sujeito 1 revela vários mapas com dipolos de interesse, quer unilaterais, como por exemplo no mapa 2, quer bilateralmente nos mapas 3, 4 e 6 da figura 4.48 que serão posteriormente discutidos nos capítulos 5 e 6.

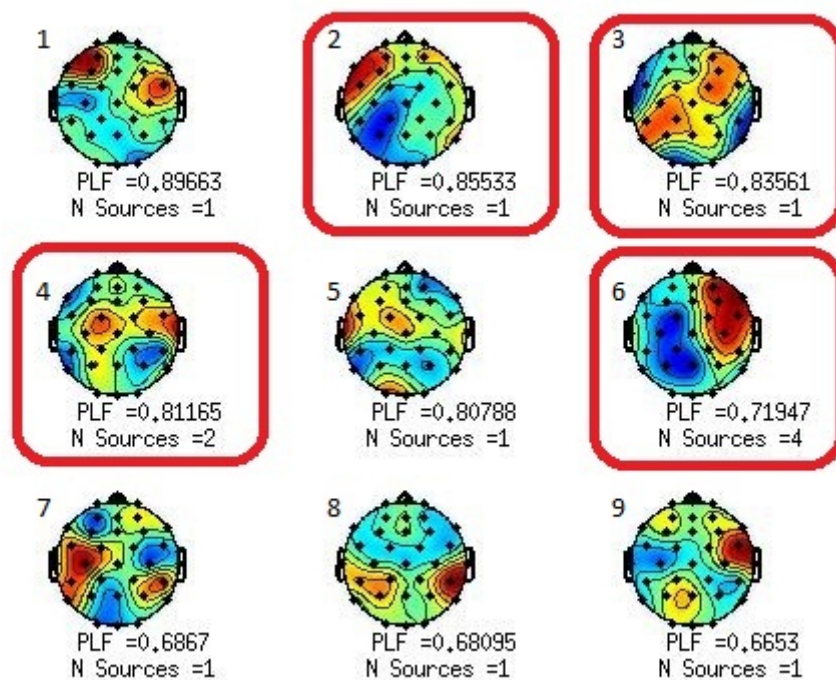


Figura 4.48: Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 10.1.



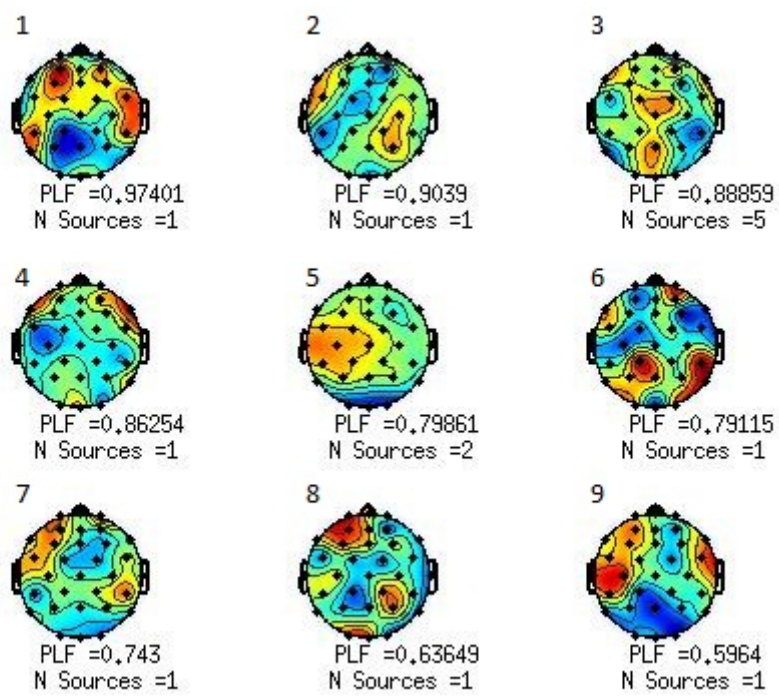


Figura 4.49: Mapas obtidos a partir do algoritmo de RPA, teste 10.2.



## ANÁLISE DE RESULTADOS

### 5.1 Análise dos mapas de coerência e de análise por fase de referência

Os mapas de coerência e de RPA apresentados no capítulo 4 são analisados de forma semelhante, já que ambos geram fontes na forma de dipolo elétrico.

De acordo com a bibliografia (Ward et al. 2006), fontes relacionadas com coordenação motora, e possivelmente também com fenómenos de sincronia entre os sinais de EMG e de EEG, encontram-se no córtex motor, quer no hemisfério contralateral, quer no hemisfério ipsilateral ou em ambos os hemisférios em simultâneo (bilateralidade). O critério para a avaliação das fontes resultantes dos diferentes testes baseia-se na localização dos centros dos dipolos elétricos correspondentes a cada mapa.

O critério seguido foi o de que os mapas de fontes avaliadas como possivelmente contendo fenómenos de sincronia contêm normalmente apenas um ou dois dipolos identificáveis através das cores vermelho e azul dispostos nas zonas correspondentes às zonas do córtex pré-motor e motor, em ambos os hemisférios. Caso o mapa apresente diversos dipolos identificáveis espalhados por várias regiões cerebrais, de interesse ou não, os resultados são rejeitados já que se entende que o facto de se apresentar uma ou mais regiões dentro do córtex motor, pode ser devido à aleatoriedade da distribuição das fontes de ruído pelo cérebro.

Além do critério estabelecido acima, os mapas de RPA seguem ainda um critério qualitativo referente ao PLF, em que valores relativamente inferiores a 0,6 fazem com que a fonte seja rejeitada por se crer que acontecimentos aleatórios ou artefactos podem ser geradores de tais resultados. É também de reter para a análise dos resultados que, dado que o PLF é um fator que considera a semelhança de fase entre sinais, é natural que o valor de PLF baixe quando o número de fontes existente num agrupamento é maior, sem que

isso queira dizer que as fontes tenham menos semelhança de fase ou sincronia entre si.

## 5.2 Coerência e BESA®

A utilização do algoritmo de coerência, nesta dissertação, não é pioneira e resultados anteriores do seu bom funcionamento confirmam a sua validade (Vigário e Jensen 2003). Por sua vez, a obtenção de resultados positivos nos testes de coerência, permitem concluir que foi feita uma obtenção de dados limpa, com capacidade de serem testados por algoritmos inovadores, como o algoritmo de RPA.

Relativamente ao Teste 1 - Modelo, é de sublinhar que na figura 4.1 os mapas 4, 5 e 6 apresentam dipolos na zona do córtex motor no hemisfério contralateral e que o mapa 14 apresenta um dipolo no hemisfério ipsilateral e os mapas 15, 17 e 18 apresentam bilateralidade nos dipolos. Estes resultados são corroborados pelo processamento feito através do programa BESA® onde é possível ver que, para a fonte do mapa 6 da figura 4.1, o dipolo é identificado na região esperada e, para a fonte do mapa 17 é identificado um dos dois dipolos observados no mapa. No segundo caso, embora exista a opção no BESA® de identificar vários dipolos num sinal, a razão pela qual apenas um foi identificado, deve-se ao facto de a localização de dois dipolos gerar frequentemente um conjunto de equações que são mal resolvidas e uma consequente localização das fontes em locais pouco prováveis, como é possível ver no processamento para o teste 3.

O teste de coerência para o sujeito 2, feito no âmbito do Teste 3 - Alteração de sujeito, contém vários mapas com dipolos no córtex pré-frontal, que são identificados como possíveis artefactos da aquisição. Abstraindo desse facto, é possível verificar que o mapa 4 da figura 4.12 apresenta um dipolo, ipsilateral, na zona prevista pelo teste de coerência, validando-o. Os resultados para o mapa 2 da figura 4.12 revelam dipolos que são claramente diferentes dos que poderiam ser previstos analisando os resultados do teste de coerência. O resultado do software BESA® para esta fonte serve para ilustrar a dificuldade do software na identificação de vários dipolos em simultâneo. Analisando o mapa 4 é possível verificar que a existência de duas fontes no córtex motor, uma em cada hemisfério cerebral, é uma hipótese válida.

Analisando na generalidade, os resultados obtidos pelos testes de coerência permitem inferir que existe uma forte ligação entre os sinais musculares e fontes localizadas no córtex motor, em ambos os hemisférios, possivelmente contendo fenómenos de sincronia.

## 5.3 Análise por fase de referência

É importante referir, antes do início da análise dos resultados de RPA, que os testes apresentados no capítulo 4 representam apenas o conjunto de resultados mais significativos e não a sua totalidade. Uma série de testes com outras variações de parâmetros ou com outros segmentos de aquisição resultaram em mapas com baixa qualidade cuja apresentação neste trabalho em nada contribuiria para a utilidade do mesmo. Assim

devem-se interpretar os resultados observados como os melhores de entre uma série de testes.

Para que a análise de resultados seja mais fácil, a tabela 5.1 contém a avaliação feita aos mapas obtidos através de cada teste.

Teste	Mapas com interesse	Teste	Mapas com interesse
Teste 1 - Modelo			
1.1	1, 2, 3, 4, 5		
Teste 2 - Alteração de EMG			
2.1	1, 2	2.2	2, 4, 5
2.3	/		
Teste 3 - Alteração de sujeito			
3.1	4, 5	3.2	1
Teste 4 - Alteração do protocolo de aquisição			
4.1	1, 2, 4	4.2	/
4.3	1, 2, 3, 6, 7	4.4	1, 2
4.5	1, 3		
Teste 5 - Alteração da banda de frequências			
5.1	1, 2, 6	5.2	1, 4
5.3	3, 6, 8	5.4	1, 3
5.5	1, 3, 5	5.6	1
Teste 6 - Alteração da janela de RPA			
6.1	1, 3, 5, 9	6.2	1, 3
Teste 7 - Aquisição com ambas as mãos em simultâneo			
7.1	2, 4	7.2	1
Teste 8 - Alteração de outros parâmetros			
8.1	/	8.2	/
8.3	/	8.4	/
8.5	/	8.6	1
8.7	1, 2, 3	8.8	1, 3, 4
8.9	1, 2, 3	8.10	2, 3, 4
Teste 9 - Aquisição com vídeo			
9.1	2, 4	9.2	2
9.3	/	9.4	/
Teste 10 - Aquisição em descanso			
10.1	2, 3, 4, 6	10.2	/

Tabela 5.1: Análise dos testes de RPA.

### 5.3.1 Teste 1 - Modelo

A RPA do teste modelo é apresentada na secção 4.1 e, analisando a figura 4.8, é possível verificar que os cinco primeiros mapas apresentam dipolos com localização nas áreas previstas. As fontes dos mapas 1, 2 e 4 são facilmente identificáveis com dipolos na zona do córtex motor do hemisfério contralateral. Esta predominância de fontes no hemisfério contralateral, em oposição ao hemisfério ipsilateral presente na fonte do mapa 5 está de

acordo com o conhecimento geral de que é o hemisfério contralateral que predomina na coordenação da ação motora dos membros. Além destes mapas, é de salientar que o mapa 3 apresenta um resultado bilateral, com dipolos nos dois hemisférios do cérebro, com predominância do hemisfério ipsilateral. A fonte do mapa 6, que contém um dipolo visível no hemisfério direito na zona pré-frontal, foi excluída por apenas terem sido consideradas fontes de interesse aquelas cujo dipolo, ou dipolos, se encontrassem no córtex motor. Os mapas 7 e 8, embora mostrem resultados que à primeira vista poderiam ser tidos em conta pela sua localização, apresentam valores de PLF demasiado baixos para que o resultado do mapa seja significativo.

Além dos mapas, correspondentes à junção de todas as janelas de RPA do teste modelo, foram ainda seleccionados, de forma excepcional por ser este o teste modelo, os mapas com maior relevância de algumas janelas de RPA (figuras 4.6 e 4.7). Sem entrar em demasiado pormenor, é visível na maioria das janelas apresentadas, a obtenção de fontes no hemisfério contralateral de forma inequívoca.

A qualidade dos resultados obtidos neste teste, fizeram com que ele, de entre os vários testes efetuados, fosse definido como o teste modelo, para conceber uma otimização do protocolo de aquisição e processamento.

### 5.3.2 Teste 2 - Alteração de eletromiograma

A alteração do EMG a utilizar na aquisição tem como objetivo a determinação do local mais propício à aquisição do sinal motor. Dos resultados obtidos, é possível concluir que os dois testes com o EMG do braço se apresentam com maior ruído, criando assim maior dificuldade na interpretação dos resultados. Relativamente ao teste com o EMG da mão direita, os resultados são mais escassos do que no teste modelo com o EMG da mão esquerda.

É possível concluir que o EMG deve ser preferencialmente adquirido a partir dos músculos da mão. Relativamente à lateralidade do EMG, neste caso haveria preferência pelo EMG da mão esquerda. No entanto, como é possível ver pelos resultados do teste 3, parece que a mão escolhida pode ser um fator com pouco peso na obtenção de sinais de sincronia.

### 5.3.3 Teste 3 - Alteração de sujeito

Continuando a hipótese gerada pelo teste 2 e comparando os resultados entre as duas mãos, é possível verificar que a diferença é muito ténue, o que leva a rejeitar a hipótese criada, referente à preferência de uma mão sobre a outra.

Na aplicação do protocolo do sujeito 1 ao sujeito 2 seria espectável uma diferença relativamente nula nos resultados. Porém, ao analisar os resultados, é possível verificar que o sujeito 2 apresenta resultados menos exemplificativos da observação de fenómenos de sincronia. Tal facto será discutido adiante na conclusão da dissertação, onde é posta a

hipótese de o tremor essencial diagnosticado ao sujeito 1 ter alguma relação direta com os resultados obtidos.

#### 5.3.4 Teste 4 - **Alteração do protocolo de aquisição**

Os dois primeiros testes, ambos com os olhos fechados, apresentam resultados pouco significativos. Embora não seja apresentado na dissertação, é de referir que foram feitos testes com os olhos fechados em bandas de frequência diferentes. Tais testes foram feitos com o intuito de verificar se, por o sujeito estar de olhos fechados e o ritmo alfa se apresentar mais predominante na condução do sinal elétrico no cérebro, existiria a hipótese de os fenómenos de sincronia serem observáveis noutras frequências, dentro da banda de frequências do ritmo alfa. Tal não foi o caso e daí esses resultados terem sido omitidos do trabalho. É possível que os olhos fechados gerem um ambiente no cérebro mais ruidoso que impossibilita a observação de sincronias tão bem como na predominância do ritmo beta, *e.g.* no teste modelo.

Os resultados do terceiro teste, estabelecido em 4.4, mostram que a alteração da frequência de contrações durante a aquisição não deve ser um parâmetro, pelo menos entre as duas frequências estudadas, preponderante na concepção de um protocolo de aquisição.

Relativamente aos quarto e quinto testes verificou-se uma diminuição da qualidade dos resultados. Dado que a única diferença entre estes testes e o teste modelo é o objeto utilizado para a execução dos exercícios, a hipótese de que o objeto tem influência nos resultados é plausível. No entanto, sendo o número de experiências extremamente reduzido seria adequada a execução de mais testes com estes e outros objetos, outros tipos de mola, com o intuito de criar um grupo estatístico mais robusto.

#### 5.3.5 Teste 5 - **Alteração de banda de frequência**

No que concerne a banda de frequências a utilizar para o processamento da RPA, vários testes foram feitos com larguras de banda quer superiores quer inferiores a 2 Hz. Os resultados de ambos não são aqui expostos por não apresentarem mapas de qualidade. Pensa-se que, para as larguras de banda superiores a 2 Hz, o desempenho do algoritmo de RPA está comprometido. O algoritmo, ao utilizar uma largura de bandas maior, vai ter em conta fontes com alterações de frequência, muito superiores a 1 Hz, variações essas que não podem ser causadas por fenómenos de sincronia. Este tipo de alterações na frequência pode apenas ser causada por uma ligação forte entre osciladores. Para larguras de banda muito curtas torna-se difícil observar sincronia, pois existe um problema com os filtros aplicados no pré-processamento que vão retirar resolução aos dados. Além disso, da contemplação de um número menor de frequências leva-se ao processamento e observação de menos informação.

Os dados apresentados no teste 5 revelam que há várias bandas de frequência onde é possível observar fontes no córtex motor, possivelmente contendo sincronia. São de

salientar a banda de 8 Hz a 10 Hz e a banda de 15 Hz a 17 Hz. O resultado para o teste 5.5, em junção com o resultado do teste modelo, leva a crer que os resultados obtidos em ambos são referentes a fenómenos em frequências no intervalo de 15 Hz a 16 Hz.

### 5.3.6 Teste 6 - Alteração da janela da RPA

Os resultados obtidos para testes com o parâmetro *window length* alterado face ao definido no teste modelo levam a crer que, embora continue a ser possível observar fontes plausíveis, o parâmetro *window length* permite resultados melhores quando definido com o valor 500, ou seja, 1 segundo. Tal pode indicar que sincronias entre o EMG e fontes no córtex motor podem ter uma duração predominante, inferior a 1 segundo. Porém, é difícil avaliar a duração exata de tais eventos já que o facto do parâmetro *window length* estar estabelecido como 1 segundo não quer necessariamente dizer que os fenómenos de sincronia têm tal duração.

### 5.3.7 Teste 7 - Aquisição com ambas as mãos em simultâneo

O teste 7 apresenta consideravelmente menos mapas com interesse do que vários testes com apenas uma mão, o que leva a crer que testes com duas mãos devem ser abandonados no futuro da pesquisa. Seria espectável para exercícios com as duas mãos em simultâneo uma maior quantidade de informação por parte do EEG. Compreensivelmente, com uma maior quantidade de informação existe maior necessidade de processamento e consequentemente, gera-se um maior número de fenómenos complexos, ininteligíveis ao algoritmo de RPA. Aplicando esta hipótese, é também de excluir a execução de testes com tarefas de maior complexidade que exijam coordenação motora entre os dois membros superiores. Mesmo com o escasso número de mapas identificados, é de referir que os mapas com interesse revelam dipolos em ambos os hemisférios, demonstrando uma bilateralidade característica de um movimento combinado dos dois membros superiores.

### 5.3.8 Teste 8 - Alteração de outros parâmetros no algoritmo de RPA

O teste 8 tem como objetivo estudar o efeito de três variações nos parâmetros.

A variação no parâmetro *criterium 2* demonstrou que o aumento na restrição da junção de fontes dificulta a obtenção de mapas com dipolos claros na área do córtex motor, o que inviabiliza a hipótese do trabalho.

As componentes para a formação de fontes, estudadas no teste 8 através do parâmetro *ncomps*, são ordenadas, de forma decrescente, pelo algoritmo de RPA através da sua energia. Os resultados obtidos levam a crer que os fenómenos de sincronia, mais facilmente observáveis quando o número de componentes é quatro (teste modelo), não estão presentes nas componentes mais energéticas das fontes. Tal conclusão vem da observação que, para apenas duas componentes se torna muito difícil de observar fontes cuja localização esteja de acordo com os critérios estabelecidos para análise de fenómenos de sincronia. Já para



mais de quatro componentes, possivelmente por haver informação a mais sobre cada fonte, os mapas apresentam um caráter excessivamente ruidoso.

A análise dos parâmetros *nfft* e *noverlap* revela que, entre os valores escolhidos, a diferença não é substancial. É possível ver que as fontes com interesse estabelecidas na tabela 5.1 para os quatro casos não apresentam diferenças significativas. Assim sendo foi escolhido definir os parâmetros com os valores do teste modelo, de forma a reduzir o tempo de processamento sem comprometer os resultados obtidos.

#### 5.3.9 Teste 9 - [Aquisição com vídeo](#)

As aquisições com vídeo apresentam resultados bastante fracos para os dois sujeitos, dado que no caso do sujeito 2 não é visível uma única fonte que apresente semelhanças com quaisquer outras fontes de interesse. Estes resultados podem-se ficar a dever não ao facto de ser usado um estímulo visual, através do vídeo, para desencadear as reações no sujeito, mas ao cariz do vídeo. O vídeo é composto por poucos momentos de variação entre contração e descontração, que se julga serem os momentos onde a sincronia seria predominante. Assim sendo, sugeria que para um trabalho futuro fosse elaborado um vídeo com mais alterações, entre contração e descontração, onde predominasse a alteração do estado de contração muscular ou, noutra experiência, a alteração da força aplicada em cada momento, criando movimentos continuados com alterações dinâmicas da força aplicada.

#### 5.3.10 Teste 10 - [Aquisição em descanso](#)

O teste 10 visa a existência de um teste controlo, que analise a relação entre a ação muscular e a observação de fontes no córtex motor. É notável neste teste a diferença de resultados, superior às diferenças no teste 3 - [Alteração de sujeito](#), entre sujeitos. O sujeito 1 apresenta várias fontes com resultados positivos enquanto que o sujeito 2 não apresenta qualquer fonte notável. É possível que a diferença possa estar relacionada com a condição do tremor essencial do sujeito 1. A discussão deste teste será feita na conclusão, já que levanta hipóteses significativas na observação, ou até na existência, de sincronias entre os sinais elétricos cerebrais e musculares.



## CONCLUSÃO

### 6.1 Comentário aos resultados obtidos

O objetivo desta dissertação passava por otimizar um protocolo de aquisição de sinais de EEG e EMG para os analisar, comparando-os, através de um algoritmo de fase de referência. Para tal, vários testes foram concebidos com o intuito de melhorar as condições de aquisição e processamento dos sinais. Desde já, é de salientar que esta dissertação representa a primeira implementação de tal algoritmo em sinais reais de EEG com 32 canais.

O algoritmo de RPA em causa já tinha sido validado quer para sinais virtuais quer para sinais de MEG, num trabalho não publicado. A diferença entre o MEG e EEG é que o primeiro faz uma aquisição dos sinais periféricos do cérebro enquanto que o segundo adquire, além de sinais periféricos, sinais de profundidade. Isto é devido à rápida perda de energia dos campos magnéticos, face aos campos elétricos, no espaço. Este facto pode ser considerado uma vantagem do MEG porque faz com que os algoritmos para processamento de sinal tenham menos informação para processar, ou seja, sinais menos complexos para computar. Este ponto foi ultrapassado sem problema pelo algoritmo utilizado. Houve, no entanto, uma característica que distingue o MEG e o EEG que se pensa que tenha influência na qualidade dos resultados: o número de elétrodos. Ao passo que o MEG pode utilizar cerca de 200 sensores, o EEG utilizado tinha apenas 32 elétrodos. Esta diminuição de sinais adquiridos causa uma dificuldade acrescida aos algoritmos de separação cega de fontes já que a limitação do número  $n$  de sinais, equações, limita o número  $m$  de fontes obtidas, variáveis, como foi explicado na secção 2.2.6. Por outro lado e ao contrário do MEG, o EEG é muito pouco sensível a movimentos da cabeça, o que melhora, aquando da execução de tarefas motoras, a obtenção de sinais fidedignos.

Um dos principais pontos a sublinhar deste trabalho é o de que o sujeito diagnosticado

com tremor essencial apresenta resultados substancialmente mais representativos de fenómenos de sincronia do que os do outro sujeito. O teste 10, cujos resultados estão na secção 4.10, mostra que, sem qualquer ação motora, é visível, através da RPA, que os sinais elétricos musculares e cerebrais apresentam uma relação tão definida como em algumas aquisições com ação motora. O teste 10 analisou ainda o sujeito são, sem conseguir identificar quaisquer fontes de interesse. As questões levantadas por este facto não faziam de todo parte dos objetivos propostos da tese, mas seria impossível contornar tais resultados, dado o seu impacto no trabalho.

Depois de consultar a bibliografia e concluir que a banda de frequências de ação do tremor essencial não se encontra nas bandas de frequência analisadas pelo algoritmo surgiu a hipótese de que o tremor não seja o gerador direto dos resultados. Quero com isto dizer que o tremor essencial pode servir como um modulador do ruído gerado pelo cérebro na comunicação com os músculos, confinando, de forma mais ou menos absoluta, o ruído a uma banda de frequências específica, libertando assim as bandas de frequências em estudo de ruído. Esta hipótese demonstraria que os resultados para o sujeito 2 estão "contaminados" com ruído em todas as frequências e por isso evidenciam poucos resultados com interesse, ao passo que o sujeito 1, por ter a maioria do ruído confinado a uma banda de frequências, liberta as outras frequências possibilitando uma obtenção de resultados mais substancial. Contudo não se pode afirmar, antes pelo contrário, que haja um sujeito com mais fenómenos de sincronia ou com uma maior comunicação entre o cérebro e os músculos, apenas são mais visíveis num que no outro. Há duas hipóteses que parecem poder justificar a diferença de resultados: Os resultados diferem porque o algoritmo tem mais facilidade de encontrar fontes em ambientes menos ruidosos ou diferem porque a comunicação no sujeito com tremor tem propriedades que beneficiam o funcionamento do algoritmo. Tendo sido já provado que o tremor essencial, embora na maioria das vezes benigno, possa estar relacionado com a doença de Parkinson, doença que acarreta elevados custos financeiros e recursos humanos a nível da investigação médica mundial, seria do interesse global a análise da alteração das propriedades da comunicação elétrica em casos de tremor essencial por esta poder ser uma interpretação distinta das complicações adjacentes à doença de Parkinson.

Relativamente à otimização da aquisição e processamento dos sinais é possível inferir algumas conclusões. No entanto, o número de sujeitos obtidos para a elaboração deste trabalho foi muito reduzido, o que torna todas as conclusões pouco robustas. A comparação de resultados de vários testes entre apenas dois sujeitos pode fazer com que o protocolo esteja a ser otimizado para apenas um sujeito e não para aquisições de EEG em geral. Embora tenha sido difícil de analisar os resultados com este paradigma, há algumas conclusões a tirar.

De forma a terminar o comentário aos resultados, são de seguida analisados os testes com resultados mais significativos. O teste 2 que questionava a utilização do EMG do braço ou da mão apresentou resultados, embora estatisticamente fracos, bastante esclarecedores. Em todos os casos de estudo feitos, que são em muito maior número do que os

apresentados nesta dissertação, o EMG da mão apresenta melhores resultados que o EMG do braço, independentemente da lateralidade do membro utilizado na aquisição.

Os testes 4 e 9, referentes à análise de vários exercícios de aquisição que diferem pelas molas usadas, ritmos de aquisição e estímulos visuais causados, apresentam resultados pouco robustos que deveriam ser repetidos de forma a ser possível extrair conclusões mais concisas. De qualquer modo, há alguns fatores que são claros na forma como afetam a obtenção de resultados. As aquisições com olhos fechados apresentam sempre resultados com menor qualidade que as mesmas aquisições com olhos abertos. A aquisição com vídeo não foi muito eficiente embora se julgue que o problema não se detenha com o facto de se utilizar o auxílio de um vídeo, mas com a natureza do vídeo utilizado, que continha poucas contrações e descontrações musculares, diminuindo o número de fenómenos de sincronia existente. Em relação ao ritmo da aquisição e molas utilizadas, julga-se que os resultados obtidos são diferentes apenas pelo facto de haver uma variação natural inerente à execução de duas aquisições diferentes. Ou seja, a ideia aqui defendida é que, se as aquisições feitas fossem todas igualmente parametrizadas continuaria a haver diferença nos resultados.

O teste 5, que em conjunto com uma série de resultados não apresentados, visava o controlo das bandas de frequência a utilizar revelou que a largura de banda a utilizar deve conter um intervalo de aproximadamente 2 Hz e que deverá estar ou no intervalo de 8 Hz a 10 Hz ou no intervalo de 13 Hz a 17 Hz. A utilização de bandas mais largas gerou resultados com demasiado ruído nos mapas para ser possível a sua leitura.

Para terminar, será feita neste parágrafo a análise dos testes 6 e 8, que tinham o objetivo de estudar a alteração de parâmetros internos do algoritmo de RPA. A alteração da maioria dos parâmetros tem um efeito pouco visível nos resultados o que faz com que tais parâmetros devam ser definidos com os valores que permitam a otimização do tempo de processamento do algoritmo. O único parâmetro que deve ser mantido constante será o número de componentes a reter pelo algoritmo na geração de fontes, quatro. Os critérios de restrição, na junção de fontes para geração de mapas, também devem ser cuidadosamente estabelecidos, já que a utilização de parâmetros demasiado apertados não permite a união de fontes de várias janelas diferentes e a utilização de parâmetros lamosos cria mapas demasiado confusos, com fontes que deveriam estar separadas por terem origens diferentes. Assim sendo, aconselha-se a utilização de um valor entre 0,8 e 0,9 para o parâmetro *criterion 2*.

## 6.2 Sugestões para a continuação do trabalho

Durante a execução do trabalho surgiram várias ideias para otimizar o processo de forma a obter melhores resultados. Por esta dissertação ser apenas uma pequena parte de um projeto maior, são descritas nesta secção várias sugestões para a continuação do trabalho.

O maior problema que surgiu foi a fraca robustez dos resultados. Para corrigir este problema, seria aconselhável a utilização de um maior número de sujeitos e aquisições, de forma a construir grupos estatísticos que reduzam o impacto das variações aleatórias inerentes à aquisição. A obtenção de mais dados permitiria também a execução de um estudo estatístico às características dos sujeitos de aquisição, como por exemplo, o estudo do impacto do sexo ou da idade nos resultados.

Também seria interessante a execução de testes com outros tipos de ação motora. Como existe a restrição do EMG ser colocado na mão outros testes poderiam ser feitos com base em ações motoras diferentes que exijam diferentes graus de coordenação e ritmo. O estudo da complexidade na coordenação de ações motoras poderia gerar evidência de resultados noutras regiões do cérebro, responsáveis pela coordenação motora, como é o caso do córtex frontal e pré-frontal.

Embora fosse um dos objetivos do trabalho, que acabou por não ser efetuado, pois o dispositivo não ficou disponível a tempo, seria interessante poder relacionar a força aplicada na ação motora e os sinais elétricos do EEG. Está a ser desenvolvida neste momento, pelo professor José Ferreira, docente na instituição onde foi elaborada esta dissertação, uma mola integrada com um medidor de pressão que permitirá a execução de vários testes. De entre as novas opções, há uma que gera particular interesse. Se for exigida uma pressão constante durante a aquisição será possível verificar o que acontece à relação entre os sinais cerebrais e musculares no intervalo de tempo em que há uma aplicação de força constante. Isto permitirá averiguar se os fenómenos de sincronia se dão de forma constante na comunicação ou se são mais comuns quando há alterações de estado na ação motora entre contração e relaxamento.

Outro melhoramento, embora bastante mais ambicioso que os referidos acima, seria o de implementar um protocolo de aquisição que combinasse a medição de sinais de EEG e EMG com dados de imagem de ressonância magnética funcional - *functional magnetic resonance imaging* (fMRI). As fMRI permitem obter dados sobre a variação dos fluxos sanguíneos no cérebro durante um processo com uma resolução temporal adequada ao estudo de fenómenos de sincronia. A análise dos seus resultados daria importantes informações sobre as áreas implicadas na ação motora, de forma bastante pormenorizada.

Como a análise deste trabalho foi extremamente qualitativa, o alargamento do processo de análise de resultados que está implícito nas sugestões acima feitas vai provocar tempos de análise inviáveis que terão de ser evitados. Uma alternativa à análise feita neste trabalho passa por implementar, no algoritmo de RPA, um mecanismo de quantificação de resultados. Para tal, surgiu a hipótese de fazer com que a RPA possua um algoritmo de localização automática de fontes, baseado nos dipolos de cada fonte.

Este mecanismo de localização automática consistiria na interpretação das zonas indicadas através de fMRI como mais ativas e, criando *clusters* de regiões cerebrais com base nas áreas de *Broadmann*, automaticamente juntar todas as fontes correspondentes a uma determinada zona. Esta adição ao algoritmo de RPA possibilitaria a análise de conjuntos de dados massivos de forma fácil e sem comprometer as conclusões que pudessem ser

tiradas.

### **6.3 Outros aspetos da investigação**

Em 1996, Giacomo Rizzolatti identificou e caracterizou pela primeira vez o conceito de neurónio espelho (Rizzolatti et al. 1996). Os neurónios espelhos, no caso identificados no córtex pré-motor, são neurónios que são ativos quer na execução de uma tarefa motora específica quer na visualização dessa mesma ação motora a ser executada por outro sujeito. Pensa-se que estes neurónios espelho estejam profundamente ligados a processos de aprendizagem e também a processos de transmissão interpessoal de sentimentos, sendo disso exemplo os espectadores que se emocionam durante a exibição de um filme no cinema.

Considerando que em condições normais um neurónio espelho pode ativar-se simultaneamente por estar a executar uma ação e por estar a observá-la, seria interessante abordar este tema através do conceito de sincronia, investigado nesta dissertação.

De maneira simplificada, podem-se considerar os estímulos externos como um ou mais osciladores, e o cérebro, à parte dos neurónios espelho, outro oscilador. Se assim for estabelecido, poder-se-ia definir os neurónios espelho como os mediadores, a ligação fraca, da transmissão de informação do exterior para o interior, tornando assim possível o estudo da existência de fenómenos de sincronia no cérebro e a relação da atividade dos neurónios espelho com a sua predominância no controlo da atividade elétrica cerebral.

Embora o que foi escrito nesta secção não passe de uma hipótese, fica a ideia de que o estudo mais aprofundado de fenómenos de sincronia é de extrema importância, até porque as sincronias têm potencial para explicar vários fenómenos que hoje são incompreendidos e muitas vezes considerados transcendentais. É da maior importância para o Homem que se continuem a investigar temas deste cariz não linear, de forma a tentar compreender o desconhecido.





## BIBLIOGRAFIA

- Action potential* - Wikipedia, the free encyclopedia. Online; consultado a 4 de Maio de 2015.  
URL: [http://en.wikipedia.org/wiki/Action\\_potential](http://en.wikipedia.org/wiki/Action_potential).
- Almeida, M., R. Vigário e J. Bioucas-Dias (2012). "The role of whitening for separation of synchronous sources". Em: *Latent Variable Analysis and Signal Separation*. Springer, pp. 139–146.
- Bain, P. G., J. Mally, M. Gresty e L. J. Findley (1993). "Assessing the impact of essential tremor on upper limb function". Em: *Journal of neurology* 241.1, pp. 54–61.
- Barnett, M. (2007). "The Action Potential". Em: *Practical Neurology* 7, pp. 192–197.
- Benito-León, J. (2011). "Essential tremor: one of the most common neurodegenerative diseases?" Em: *Neuroepidemiology* 36.2, p. 77.
- Benito-León, J. e E. D. Louis (2006). "Essential tremor: emerging views of a common disorder". Em: *Nature clinical practice Neurology* 2.12, pp. 666–678.
- Boyett, M. e H Dobrzynski (2007). "The sinoatrial node is still setting the pace 100 years after its discovery". Em: *Circulation research* 100.11, pp. 1543–1545.
- Brodal, P. (2004). *The central nervous system: structure and function*. Oxford University Press.
- Brodmann, K. (1909). *Vergleichende Lokalisationslehre der Grosshirnrinde in ihren Prinzipien dargestellt auf Grund des Zellenbaues*. Barth.
- Brodmann area* - Wikipedia, the free encyclopedia. Online; consultado a 4 de Maio de 2015.  
URL: [http://en.wikipedia.org/wiki/Brodmann\\_area](http://en.wikipedia.org/wiki/Brodmann_area).
- Buchanan, T. S., D. G. Lloyd, K. Manal e T. F. Besier (2004). "Neuromusculoskeletal modeling: estimation of muscle forces and joint moments and movements from measurements of neural command". Em: *Journal of applied biomechanics* 20.4, p. 367.
- Butterworth, S. (1930). "On the theory of filter amplifiers". Em: *Wireless Engineer* 7, pp. 536–541.
- Campbell, I. G. (2009). "EEG recording and analysis for sleep research". Em: *Current Protocols in Neuroscience*.
- Caramia, M. D., G. Bernardi et al. (1996). "Cerebral plasticity after stroke as revealed by ipsilateral responses to magnetic stimulation". Em: *Neuroreport* 7.11, pp. 1756–1760.
- Engel, A. K., P. Fries e W. Singer (2001). "Dynamic predictions: oscillations and synchrony in top-down processing". Em: *Nature Reviews Neuroscience* 2.10, pp. 704–716.
- Engel, J. (1984). "A practical guide for routine EEG studies in epilepsy". Em: *Journal of Clinical Neurophysiology* 1.2.

- Feller, W. (2008). *An introduction to probability theory and its application*. Vol. 2. John Wiley & Sons.
- Fields, R. D. (2009). *The other brain: From dementia to schizophrenia, how new discoveries about the brain are revolutionizing medicine and science*. Simon e Schuster.
- Golińska, A. K. (2011). "Coherence function in biomedical signal processing: a short review of applications in Neurology, Cardiology and Gynecology". Em: *Studies in Logic, Grammar and Rhetoric* 25.
- Hodgkin, A. (1937). "Evidence for electrical transmission in nerve". Em: *The Journal of physiology* 90.2, pp. 183–210.
- Hyvärinen, A. e E. Oja (2000). "Independent component analysis: algorithms and applications". Em: *Neural networks* 13.4, pp. 411–430.
- Jiruska, P., M. de Curtis, J. G. Jefferys, C. A. Schevon, S. J. Shiff e k. Schindler (2013). "Synchronization and desynchronization in epilepsy: controversies and hypothesis". Em: *The journal of physiology* 591.4, pp. 787–797.
- Jolliffe, I. (2005). *Principal component analysis*. Wiley Online Library.
- Kschischang, F. R. (2006). "The hilbert transform". Em: *University of Toronto*.
- Lima, C., C. A. Silva, A. Tavares e J. Oliveira (2003). "Blind source separation by independent component analysis applied to electroencephalographic signals." Em: *MAVEBA*, pp. 99–102.
- Melloni, L., C. Molina, M. Pena, D. Torres, W. Singer e E. Rodriguez (2007). "Synchronization of neural activity across cortical areas correlates with conscious perception". Em: *The Journal of neuroscience* 27.11, pp. 2858–2865.
- Niedermeyer, E. e F. L. da Silva (2005). *Electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Pereda, E, A Gamundi, R Rial e J Gonzalez (1998). "Non-linear behaviour of human EEG: fractal exponent versus correlation dimension in awake and sleep stages". Em: *Neuroscience letters* 250.2, pp. 91–94.
- Pfurtscheller, G. e F. H. Lopes da Silva (1999). "Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles". Em: *Clinical neurophysiology* 110.11, pp. 1842–1857.
- Pikovsky, A., M. Rosenblum e J. Kurths (2003). *Synchronization, A universal concept in nonlinear sciences*. Cambridge nonlinear science series.
- Rizzolatti, G., L. Fadiga, V. Gallese e L. Fogassi (1996). "Premotor cortex and the recognition of motor actions". Em: *Cognitive brain research* 3.2, pp. 131–141.
- Ruonala, V, A Meigal, S. Rissanen, O Airaksinen, M Kankaanpaa e P. Karjalainen (2013). "EMG signal morphology in essential tremor and Parkinson's disease". Em: *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 35th Annual International Conference of the IEEE*. IEEE, pp. 5765–5768.
- Schleimer, J.-H. e R. Vigário (2006). "Reference-based extraction of phase synchronous components". Em: *Artificial Neural Networks–ICANN 2006*. Springer, pp. 230–239.

- Schnitzler, A. e J. Gross (2005). "Normal and pathological oscillatory communication in the brain". Em: *Nature reviews neuroscience* 6.4, pp. 285–296.
- Scholz, J. P., F. Danion, M. L. Latash e G. SchoÈner (2002). "Understanding finger coordination through analysis of the structure o force viability". Em: *Biological Cybernetics* 86.11, pp. 29–39.
- Shusterman, V. e W. C. Troy (2008). "From baseline to epileptiform activity: a path to synchronized rhythmicity in large-scale neural networks". Em: *Physical Review E* 77.6, p. 061911.
- Uhlhaas, P. J. e W. Singer (2006). "Neural synchrony in brain disorders: relevance for cognitive dysfunctions and pathophysiology". Em: *Neuron* 52.1, pp. 155–168.
- Vigário, R. e O. Jensen (2003). "Identifying cortical sources of corticomuscle coherence during bimanual muscle contraction by temporal decorrelation". Em: *Signal Processing and Its Applications, 2003. Proceedings. Seventh International Symposium on*. Vol. 2. IEEE, pp. 109–112.
- Vigário, R., V. Jousmäki, M Haemaelaeninen, R Haft e E. Oja (1998). "Independent component analysis for identification of artifacts in magnetoencephalographic recordings". Em: *Advances in neural information processing systems*, pp. 229–235.
- Vigário, R., J. Sarela, V Jousmiki, M. Hamalainen e E. Oja (2000). "Independent component approach to the analysis of EEG and MEG recordings". Em: *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* 47.5, pp. 589–593.
- Ward, L. M., S. M. Doesburg, K. Kitajo, S. E. MacLean e A. B. Roggeveen (2006). "Neural synchrony in stochastic resonance, attention, and consciousness." Em: *Canadian Journal of Experimental Psychology/Revue canadienne de psychologie expérimentale* 60.4, p. 319.
- Yuvaraj, R, M Murugappan, N. M. Ibrahim, K. Sundaraj, M. I. Omar, K. Mohamad e R Palaniappan (2014). "Optimal set of EEG features for emotional state classification and trajectory visualization in Parkinson's disease". Em: *International Journal of Psychophysiology*.
- Ziehe, A. e K.-R. Müller (1998). "TDSEP—an efficient algorithm for blind separation using time structure". Em: *ICANN 98*. Springer, pp. 675–680.



## AQUISIÇÃO DE ELETROENCEFALOGRAFIA, ELETROMIOGRAFIA E ELETROCARDIOGRAFIA

A aquisição do sinal elétrico cerebral foi feito através de um sistema de 32 elétrodos (figura A.1). Para obtenção do sinal eletromiográfico foram dispostos quatro elétrodos, dois por membro, um no antebraço e um na mão. A disposição exata dos elétrodos encontra-se na figura A.2).



Figura A.1: Exemplo de colocação do capacete de EEG e dos elétrodos de EMG.

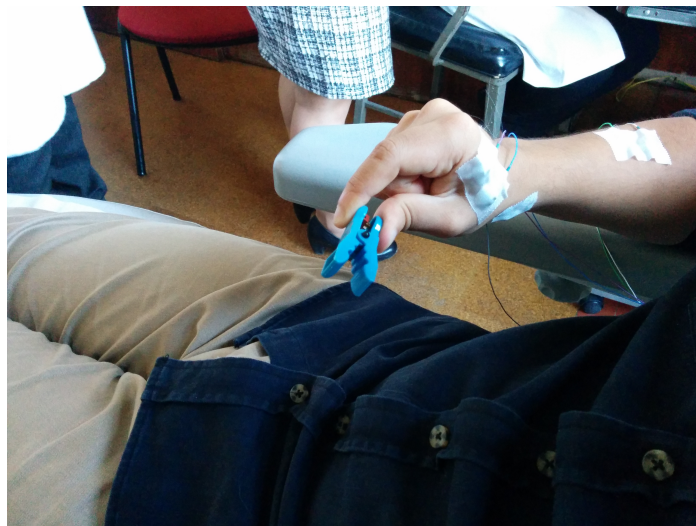


Figura A.2: Exemplo de colocação dos elétrodos de EMG.

## TABELA E MAPA DA DISPOSIÇÃO DOS ELÉTRODOS DO ELETROENCEFALOGRAMA

Número do Eléttrodo	Posição	Número do Eléttrodo	Posição
Eletroencefalograma			
1	FP1	17	C3
2	FPZ	18	CZ
3	FP2	19	C4
4	AF3	20	T4
5	AFZ	21	CP5
6	AF4	22	CP1
7	F7	23	CP2
8	F3	24	CP6
9	FZ	25	T5
10	F4	26	P3
11	F8	27	PZ
12	FC5	28	P4
13	FC1	29	T6
14	FC2	30	O1
15	FC6	31	OZ
16	T3	32	O2
Eletrocardiograma			
33			
Eletromiograma			
34	Mão direita	36	Mão esquerda
35	Braço direito	37	Braço esquerdo

Tabela B.1: Posição e número dos elétródos da aquisição de EEG, EMG e ECG.

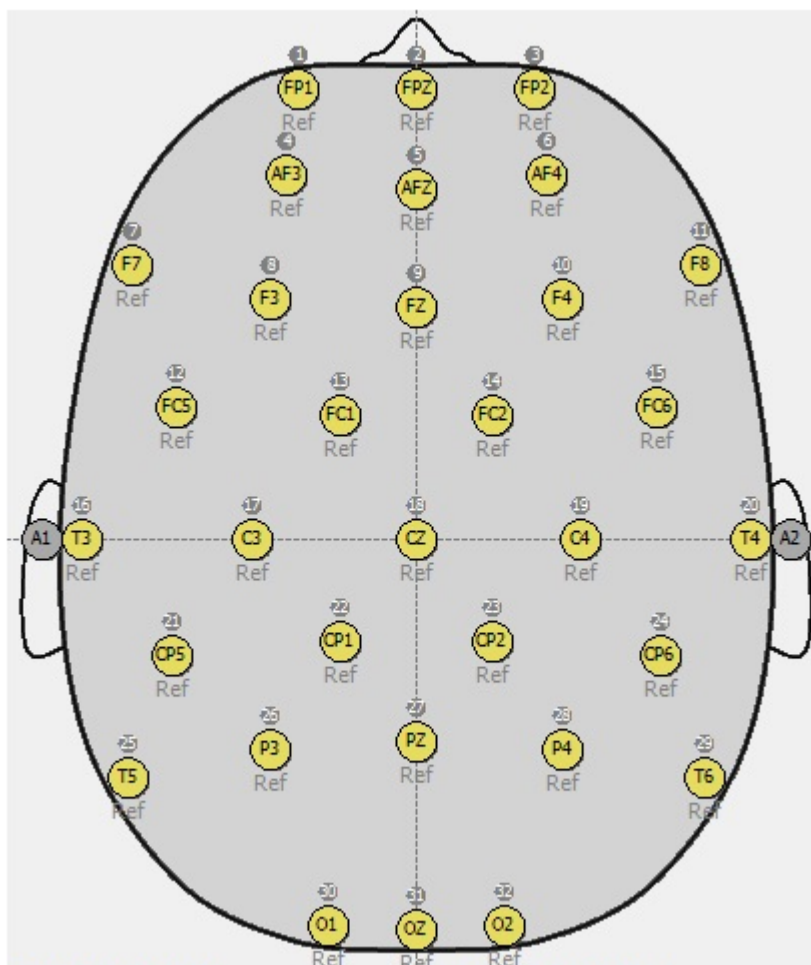


Figura B.1: Mapa da colocação dos eletrodos de EEG.





## TABELA DOS TEMPOS DAS CONTRAÇÕES DO VÍDEO DE AQUISIÇÃO

Número de contrações	Tipo de contração	Intervalo de tempo ([minuto:segundo])
5	curta	[0:02]-[0:29]
1	longa	[0:32]-[0:42]
10	curta	[0:52]-[1:49]
1	longa	[1:52]-[2:02]
5	curta	[2:12]-[2:39]

Tabela C.1: Tempos das contrações do protocolo de aquisição com vídeo.





